

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

**ARLINDO ELIAS NETO**

**ANÁLISE DOS PARÂMETROS CINEMÁTICOS DO  
PLANO SAGITAL DE JOELHO DE PACIENTES COM  
OSTEOARTROSE MODERADA DURANTE A MARCHA  
LIVRE E ASSISTIDA POR ANDADOR ROBÓTICO**

VITÓRIA

2013

**ARLINDO ELIAS NETO**

**ANÁLISE DOS PARÂMETROS CINEMÁTICOS DO  
PLANO SAGITAL DE JOELHO DE PACIENTES COM  
OSTEOARTROSE MODERADA DURANTE A MARCHA  
LIVRE E ASSISTIDA POR ANDADOR ROBÓTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho

Co-orientador: Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto

VITÓRIA

2013

**ARLINDO ELIAS NETO**

**ANÁLISE DOS PARÂMETROS CINEMÁTICOS DO  
PLANO SAGITAL DE JOELHO DE PACIENTES COM  
OSTEOARTROSE MODERADA DURANTE A MARCHA  
LIVRE E ASSISTIDA POR ANDADOR ROBÓTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Apresentada em 03 de maio de 2013.

**Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho**  
**Universidade Federal do Espírito Santo**  
**Orientador**

**Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto**  
**Universidade Federal do Espírito Santo**  
**Co-orientador**

**Prof. Dr. Alberto Fernandes**  
**Universidade Federal do Espírito Santo**

**Prof. Dr. Antônio Padilha Lanari Bó**  
**Universidade de Brasília**

**VITÓRIA**

**2013**



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

---

"Análise dos Parâmetros Cinemáticos do Plano Sagital de Joelho de Pacientes com Osteoartrose Moderada Durante a Marcha Livre e Assistida por Andador Robótico"

Arlindo Elias Neto

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia da Universidade Federal do Espírito Santo como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Aprovada por:

---

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)  
Orientador

---

Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto (UFES)  
Coorientador

---

Prof. Dr. Antonio Alberto Ribeiro Fernandes (UFES)  
Membro Interno

---

Prof. Dr. Antônio Padilha Lanari Bó (UnB)  
Membro Externo

Vitória-ES, 03 de maio de 2013.

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)  
(Biblioteca Central da Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil)

---

- E42a Elias Neto, Arlindo, 1979-  
Análise dos parâmetros cinemáticos do plano sagital de joelho de pacientes com osteoartrose moderada durante a marcha livre e assistida por andador robótico / Arlindo Elias Neto. – 2013.  
123 f. : il.
- Orientador: Teodiano Freire Bastos Filho.  
Coorientador: Anselmo Frizera Neto.  
Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) – Universidade Federal do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde.
1. Biomecânica. 2. Mecânica humana. 3. Robótica. 4. Joelhos. I. Bastos Filho, Teodiano Freire. II. Frizera Neto, Anselmo. III. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro de Ciências da Saúde. IV. Título.

CDU: 61

---

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente aos meus orientadores, Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho e Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto, pela extraordinária oportunidade de trabalhar em sua equipe, pela amizade e por serem os grandes pesquisadores que são. Obrigado, de coração, por terem me aceitado no Programa, por confiar em meu trabalho e ouvir minhas opiniões.

Um agradecimento especial aos demais pesquisadores envolvidos no Projeto Andador UFES, sem os quais este trabalho não existiria: Carlos Cifuentes, Maria Martins, Valmir, Carlos Valadão, Manuel, Camilo e Roberto Melim. Agradeço também aos demais colegas do LAI pelos bons momentos que passamos ao longo desses dois anos de trabalho.

À minha equipe de trabalho do Programa de Hanseníase da Prefeitura de Vitória: Dra. Rita, Regina, Lucas, Penha, Claudinha, Dra. Karla, Dra. Queila e Alexandrina, pelos longos anos de companheirismo, amizade, aprendizado e principalmente pelo apoio incondicional quanto às minhas “fugas” para o laboratório e aulas.

Aos meus colegas professores da Faculdade Estácio de Sá de Vitória, obrigado pelo constante apoio, parceria e por estarem sempre dispostos a ajudar nos momentos em que precisei. Aos meus alunos, pelo constante desafio de tentar ser um bom exemplo de profissional a vocês, pela amizade e bons momentos.

A Deus, pelo dom da vida e por me conferir uma disposição sobre-humana para conseguir fazer tudo o que precisei e por nunca me abandonar nos momentos difíceis.

À minha família, pelo constante apoio, parceria, amizade e compreensão. Sem palavras para descrever o quanto são importantes.

À minha Dayane, pelo amor, companheirismo, paciência e pelo sorriso que sempre deixa meus momentos difíceis mais leves.

**OBRIGADO A TODOS!**

## RESUMO

**Introdução:** A osteoartrose de joelhos é uma doença musculoesquelética de alta prevalência na população idosa, com etiologia fortemente associada aos desequilíbrios mecânicos do ambiente articular. Nesse contexto, o estudo das características biomecânicas do joelho acometido é de fundamental importância para o desenvolvimento de novas estratégias de reabilitação, incluindo a marcha assistida por andadores inteligentes. **Objetivo:** O objetivo principal dessa pesquisa é investigar o comportamento dos parâmetros cinemáticos do joelho de indivíduos portadores de osteoartrose durante a marcha livre e assistida pelo Andador UFES, um andador inteligente com suporte de antebraços desenvolvido para assistência à marcha. **Metodologia:** Foram realizados dois estudos experimentais envolvendo a marcha livre e assistida por andadores. No primeiro, foi utilizado o Andador Simbiosis, cuja arquitetura é similar ao Andador UFES, para caracterizar os parâmetros de referência da marcha de indivíduos saudáveis através de um sistema optoeletrônico de análise de movimento. No segundo, os parâmetros cinemáticos de mulheres com osteoartrose moderada foram obtidos por meio de sensores inerciais durante a marcha livre e assistida pelo Andador UFES. Em ambos os estudos as variáveis cinemáticas foram coletadas durante a caminhada em linha reta, mantendo velocidade auto selecionada. Foi utilizada análise estatística de medidas repetidas e estudo correlacional dos parâmetros em ambos os experimentos. **Resultados:** Os resultados mostraram que o padrão de marcha das participantes com osteoartrose apresentou redução de todos os parâmetros cinemáticos em comparação com indivíduos saudáveis. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as variáveis cinemáticas da marcha livre e assistida pelo andador UFES, embora a análise de correlação tenha indicado uma complexa interação entre os parâmetros. **Conclusão:** Este estudo consistiu na primeira aplicação clínica do Andador desenvolvido e os resultados ainda não são definitivos, uma vez que foram identificados diversos fatores que podem ter influenciado o comportamento final dos dados.

**Palavras-chave:** Biomecânica; Análise de movimento; Robótica de reabilitação

## ABSTRACT

**Introduction:** Knee osteoarthritis is a musculoskeletal disease with high prevalence rate among elderly population and strongly related with biomechanical impairment of the joint environment. In this context, the study of biomechanical characteristics of the diseased knee is important for the development of novel rehabilitation strategies, including gait assistance by smart walkers. **Objective:** The main objective of this work is to investigate the behavior of kinematic parameters of subjects with moderate knee osteoarthrosis during normal and assisted gait by the UFES Walker, a smart walker with forearm supports developed for rehabilitation assistance. **Methods:** Two gait analysis experiments were conducted. In the first study, the Simbiosis Walker, that shares the same architecture of the UFES Walker, was used in conjunction with an optoelectronic motion analysis system to acquire reference gait parameters from healthy subjects. In the second experiment, the knee kinematic parameters of women with moderate knee osteoarthrosis were acquired using inertial sensors during normal gait and assisted ambulation by the UFES Walker. In both studies, the kinematic variables were collected during level gait and self-selected speed. A statistical analysis based on repeated measures and correlational study was conducted in both investigations. **Results:** The main results revealed that the gait pattern of the osteoarthrosis group was marked by a reduction of all kinematic parameters when compared with the asymptomatic individuals. No statistically significant differences were observed between the kinematic variables obtained during normal and assisted gait by the UFES Walker, although the correlational analysis revealed a complex interaction among the parameters. **Conclusion:** This work was the very first clinical application of the developed Walker and the results cannot be declared definitive, since a series of influential factors that potentially biased the final results were detected.

**Key words:** Biomechanics; Motion analysis; Rehabilitation robotics



## LISTA DE FIGURAS

1.1	Projeção do crescimento da população idosa nos últimos 50 anos .....	17
1.2	Comparação entre as pirâmides demográficas da população brasileira em 1960 e 2010, evidenciando o cenário de transição .....	18
1.3	Principais estruturas anatômicas do joelho acometidas na osteoartrose .....	23
1.4	Formação de osteófitos e esclerose subcondral em compartimento medial do joelho esquerdo acometido por osteoartrose severa .....	25
1.5	Esquema evidenciando o papel central das anomalias biomecânicas na etiopatogenia da OA. As diferentes cores ilustram as vias dos principais fatores de risco envolvidos.....	27
2.1	Configuração de um sistema moderno de análise da marcha integrando câmeras de vídeo para avaliação cinemática, plataformas de força para detecção da força de reação do solo e eletromiografia de superfície.....	30
2.2	Interface de um sistema de análise cinemática mostrando a posição de marcadores para análise dos segmentos do membro inferior .....	31
2.3	Atividade mioelétrica dos músculos extensores do joelho ao longo do ciclo da marcha .....	32
2.4	Posições dos segmentos do membro inferior durante um ciclo completo da marcha .....	34
2.5	Fases de apoio e oscilação do ciclo da marcha humana .....	35
2.6	Diferença entre os termos passo e passada .....	36
2.7	Subdivisões do ciclo da marcha .....	38
2.8	Planos de movimento da articulação do joelho .....	39
2.9	Padrão de referência dos parâmetros cinemáticos do joelho, mostrando os ângulos da articulação nos três planos de movimento em relação com a porcentagem do ciclo .....	41
3.1	Exemplos de dispositivos alternativos de assistência à mobilidade .....	54
3.2	Exemplos de modelos de bengalas .....	56
3.3	Modelos de muletas para assistência à marcha .....	57
3.4	Diferentes modelos de andadores .....	59
3.5	Organização funcional dos dispositivos de assistência á mobilidade	

humana .....	60
3.6 Modelos de andadores robóticos com diferentes sistemas de propulsão .....	62
3.7 Andador ativo multifuncional para assistência a locomoção e transferências da postura de sentado para ortostase .....	63
3.8 Arquitetura conceitual do andador SIMBIOSIS, apresentando detalhes de um dos suportes de antebraço contendo sensores de força 3D .....	64
3.9 Versão comercial do andador GUIDO, com navegação automática baseada em mapa do ambiente de testes.....	65
3.10 Andador inteligente WAR, que apresenta tecnologia para detecção de obstáculos em tempo real.....	66
3.11 Andador iWALKER, desenvolvido para interagir e navegar em ambientes inteligentes.....	67
3.12 Andador robótico PAMM, apresentando sensores de monitoramento de sinais vitais dos usuários .....	68
3.13 Mecanismos de compensação da gravidade do RT-WALKER.....	70
3.14 Posicionamento de um sensor laser para detecção das pernas do usuário, utilizado no Andador UFES.....	71
3.15 Design conceitual do Andador UFES, apresentando os principais componentes tecnológicos .....	73
4.1 Andador Simbiosis desenvolvido na Espanha.....	76
4.2 Interface do sistema BTS mostrando a localização dos marcadores reflexivos e a reconstrução dos segmentos corporais, permitindo a extração dos parâmetros de interesse.....	78
4.3 Parâmetros discretos de deslocamento angular do joelho a serem analisados, com base nas recomendações de Benedetti et al, 1998.....	80
5.1 Diagrama de seleção e exclusão dos participantes do estudo.....	96
5.2 Versão do Andador UFES utilizada durante o protocolo experimental.....	98
5.3 Posicionamento das UMIs e orientação dos eixos de cada sensor. O movimento em torno do eixo X corresponde à orientação no plano sagital.....	100
5.4 Participante realizando um teste de marcha assistida.....	100
5.5 Gráfico mostrando os ângulos <i>pitch</i> de cada sensor (Acima) durante dois	

ciclos da marcha e o resultado da subtração, resultando nos ângulos do joelho no plano sagital.....	101
5.6 Esquema mostrando a seleção da região de interesse do sinal para extração dos parâmetros cinemáticos do joelho no plano sagital.....	102
6.1 Versão mais recente do Andador UFES, contando com Sensores de força 3D nos suportes de antebraço e sensor laser.....	111

## LISTA DE TABELAS

2.1 Interpretação dos pontos de referência para análise discreta dos parâmetros cinemáticos do joelho .....	42
2.2 Critérios diagnósticos da osteoartrose de joelhos propostos pela <i>American College of Rheumatology</i> .....	44
2.3 Critérios radiológicos de classificação do joelho com osteoartrose segundo Kellgren & Lawrence.....	45
3.1 Classificação funcional dos andadores inteligentes .....	72
4.1 Resultados do Teste de Shapiro-Wilk das variáveis espaço temporais da marcha livre e assistida .....	82
4.2 Estatísticas descritivas gerais das variáveis espaço-temporais da marcha livre e assistida.....	83
4.3 Resultado da análise pareada das variáveis espaço-temporais analisadas.....	84
4.4 Matriz de correlação entre as variáveis espaço-temporais da marcha livre.....	85
4.5 Matriz de correlação entre as variáveis espaço-temporais da marcha assistida.....	86
4.6 Matriz de correlação da variável largura do passo (coeficiente de Spearman) .....	87
4.7 Estatística descritiva geral das variáveis de deslocamento angular do joelho (em graus) .....	88
4.8 Resultado das diferenças pareadas dos parâmetros de deslocamento angular do joelho. ....	89
4.9 Matriz de correlação entre as variáveis de deslocamento angular do joelho esquerdo a velocidade durante a marcha assistida.....	90
4.10 Matriz de correlação entre as variáveis de deslocamento angular do joelho direito a velocidade durante a marcha assistida.....	90
5.1 Características demográficas dos participantes.....	97
5.2 Resultados do Teste de Shapiro-Wilk.....	103
5.3 Estatística descritiva das variáveis cinemáticas do joelho (em graus) .....	104
5.4 Estatística de correlação entre os parâmetros clínicos avaliados.....	104

5.5	Análise comparativa entre os pares de variáveis paramétricas (K1, K3, K5, K6) .....	105
5.6	Matriz de correlação das variáveis cinemáticas paramétricas.....	106
5.7	Matriz de correlação da variável K2 (não-paramétrica) .....	106
5.8	Matriz de correlação entre as variáveis cinemáticas avaliadas e os parâmetros clínicos.....	107

## LISTA DE SIGLAS

ACR	Colégio Americano de Reumatologia (do inglês <i>American College of Rheumatology</i> )
AD	Análise Discreta
ANCOVA	Análise de Covariância
ATJ	Atroplastia Total de Joelhos
CDC	Centro de Controle de Doenças (do inglês <i>Center for Disease Control</i> )
CSIC	Conselho Superior de Investigações Científicas (do espanhol <i>Consejo Superior de Investigaciones Científicas</i> )
CREFES	Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo
DA	Dispositivos Alternativos
DAU	Dispositivos Aumentativos
EVA	Escala Visual Analógica
GPS	Sistema de posicionamento global (do inglês <i>Global Position System</i> )
IKDC	Comitê Internacional de Documentação do Joelho (do inglês <i>International Knee Documentation Committee</i> )
IL-1 $\beta$	Interleucina 1-Beta
IMU	Unidade de Medida Inercial (do inglês <i>Inertial Measurement Unit</i> )
LAI	Laboratório de Automação Inteligente
MIT	Instituto de Tecnologia de Massachussets (do inglês <i>Massachussets Institute of Technology</i> )
MMPs	Metaloproteinases

OA	Osteoartrose
PCA	Análise de Componentes Principais (do inglês <i>Principal Component Analysis</i> )
sEMG	Eletromiografia de Superfície (do inglês <i>Surface Electromyography</i> )
SF-36	Formulário de Qualidade de Vida 36 (do inglês <i>Short Form Health Survey – 36</i> )
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TNF- $\alpha$	Fator de Necrose Tumoral Alfa (do inglês <i>Tumoral Necrosis Factor – <math>\alpha</math></i> )
UFES	Universidade Federal do Espírito Santo
WOMAC	Índice de Osteoartrite das Universidades de Oeste Ontario e MacMaster (do inglês <i>Western Ontario and MacMasters Universities Osteoarthritis Index</i> )

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	15
1.1 Osteoartrose – Aspectos clínicos e epidemiológicos.....	18
1.2 Anomalias biomecânicas como fator de risco para o desenvolvimento da osteoartrose de joelhos .....	21
1.3 Conclusões.....	27
2 MODELAGEM BIOMECÂNICA EM OSTEOARTROSE DE JOELHOS.....	29
2.1 O ciclo da marcha e a cinemática do joelho saudável.....	33
2.1.1 O ciclo da marcha.....	34
2.1.2 Cinemática do joelho saudável.....	38
2.2 Estudo da cinemática do joelho com osteoartrose: Aspectos metodológicos e revisão de literatura.....	42
3 TECNOLOGIAS DE APOIO À MOBILIDADE HUMANA.....	52
3.1 Revisão e classificação funcional dos andadores robóticos.....	61
3.1.1 Estabilidade e suporte ao movimento.....	61
3.1.2 Componentes de navegação e localização.....	64
3.1.3 Monitoramento de biosinais.....	67
3.1.4 Medidas de segurança.....	69
3.2 Modelo conceitual do Andador UFES.....	71
4 ANÁLISE DE PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS E ANGULARES DO JOELHO DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS: EXPERIMENTOS PRELIMINARES COM O ANDADOR SIMBIOSIS.....	75
4.1 Metodologia.....	77
4.1.1 Participantes.....	77
4.1.2 Protocolo Experimental.....	77
4.1.3 Variáveis analisadas.....	79
4.1.3.1 Parâmetros espaço-temporais.....	79
4.1.3.2 Parâmetros angulares do joelho.....	80
4.1.4 Análise estatística.....	81
4.2 Resultados.....	81
4.2.1 Parâmetros espaço-temporais.....	81



4.2.2	<b><i>Parâmetros de cinemática angular dos joelhos</i></b> .....	87
4.3	<b>Discussão</b> .....	91
4.4	<b>Conclusões</b> .....	93
5	<b>ANÁLISE DE PARÂMETROS CINEMÁTICOS DO JOELHO DE MULHERES COM OSTEOARTROSE MODERADA ANTES A APÓS A MARCHA ASSISTIDA PELO ANDADOR UFES</b> .....	94
5.1	<b>Metodologia</b> .....	95
5.1.1	<b><i>Participantes</i></b> .....	95
5.1.2	<b><i>Procedimentos experimentais</i></b> .....	97
5.1.3	<b><i>Aquisição dos dados e extração das variáveis cinemáticas</i></b> .....	98
5.1.4	<b><i>Análise estatística</i></b> .....	102
5.2	<b>Resultados</b> .....	103
5.3	<b>Discussão</b> .....	107
6	<b>CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS</b> .....	110
6.1	<b>Publicações realizadas dentro do contexto desta pesquisa</b> .....	112
7	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	114
	<b>APENDICES</b> .....	124
	<b>APENDICE A</b> .....	125
	<b>APENDICE B</b> .....	127
	<b>ANEXOS</b> .....	128
	<b>ANEXO A</b> .....	129
	<b>ANEXO B</b> .....	130

## 1 INTRODUÇÃO

O Brasil é um país que envelhece de forma progressiva e acelerada. De acordo com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), a dinâmica populacional do país vem sofrendo mudanças profundas e irreversíveis nos últimos 50 anos, em resposta principalmente ao declínio das taxas de mortalidade e à diminuição dos níveis de fecundidade (KUCHERMANN, 2012; IBGE, 2010).

Recentes levantamentos epidemiológicos populacionais, incluindo o último censo nacional, revelam um aumento significativo da população acima de 60 anos, da ordem de 128,9% na área urbana e de 281,3% na área rural do país, definindo uma taxa de 31 idosos para cada 100 crianças menores de 15 anos (IBGE, 2010; RODRIGUES et al, 2008).

O crescimento da população idosa é tão marcante, que alcança índice oito vezes maior do que o crescimento da população jovem, com possibilidade de ultrapassar esta última a partir de 2030 (PILGER et al., 2011). Estudos similares ainda projetam que já em 2020, o Brasil terá um quantitativo de aproximadamente 31 milhões de idosos, representando 14% do total de habitantes e ocupando o sexto lugar na classificação mundial (INOYUE et al., 2008; CARVALHO E GARCIA, 2003). A Figura 1.1 mostra a projeção do crescimento da população idosa ao longo dos últimos 50 anos, com base nos dados dos Censos nacionais realizados entre 1960 e em 2010, evidenciando o real crescimento dessa faixa populacional, especialmente a partir do ano 2000.

Esse cenário representa uma franca transição demográfica em curso no país, caracterizada principalmente pelo aumento da expectativa de vida da população (atualmente em torno de 73,4 anos) pela diminuição do número médio de filhos por família (que reduziu de 6,3 crianças na década de 60 para 1,9 filhos em 2010) a melhora das condições gerais de saúde do brasileiro, e ao avanço dos tratamentos médicos (VERAS, 2009; IBGE, 2010). Tal situação fica evidente ao analisar as pirâmides demográficas referentes às duas décadas em questão, onde nota-se na

pirâmide de 2010 uma importante redução da base associado ao alargamento do ápice (Figura 1.2).

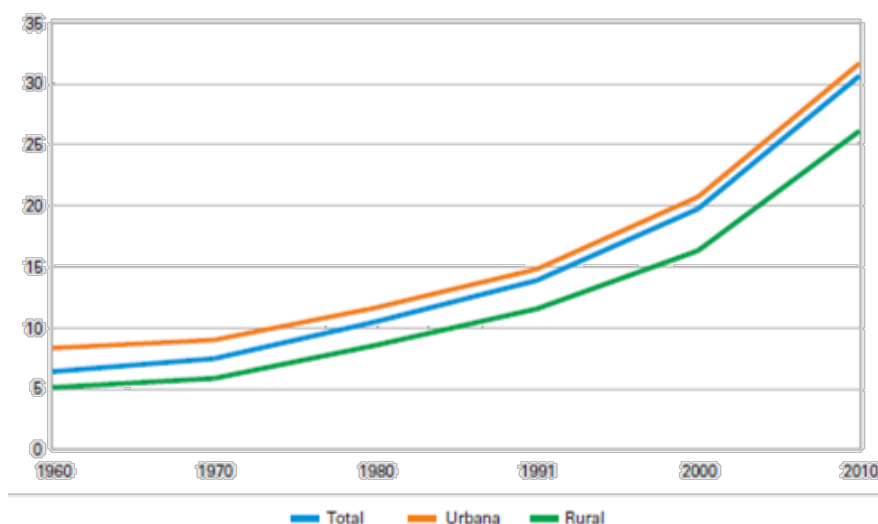


FIGURA 1.1 - Projeção do crescimento da população idosa nos últimos 50 anos. Notar a acentuação da curva de crescimento a partir do ano 2000. FONTE: IBGE, 2010.

A situação observada no Brasil segue uma tendência mundial de envelhecimento populacional, já vivenciada por países desenvolvidos e longevos (TAVARES et al., 2012). Segundo Veras (2009), essa situação também marca a mudança de um cenário característico de mortalidade de uma população tipicamente jovem, para um quadro de patologias complexas e onerosas, onde há o predomínio de condições crônicas e incapacitantes, as quais demandam cuidados de saúde mais especializados e integrados.

As doenças próprias do envelhecimento, portanto, passaram a ganhar maior expressão na sociedade moderna e a impor complexos desafios aos novos modelos de assistência à saúde, na medida em que parâmetros de qualidade de vida vêm sendo agregados aos anos adicionais de vida (RODRIGUES et al., 2008).

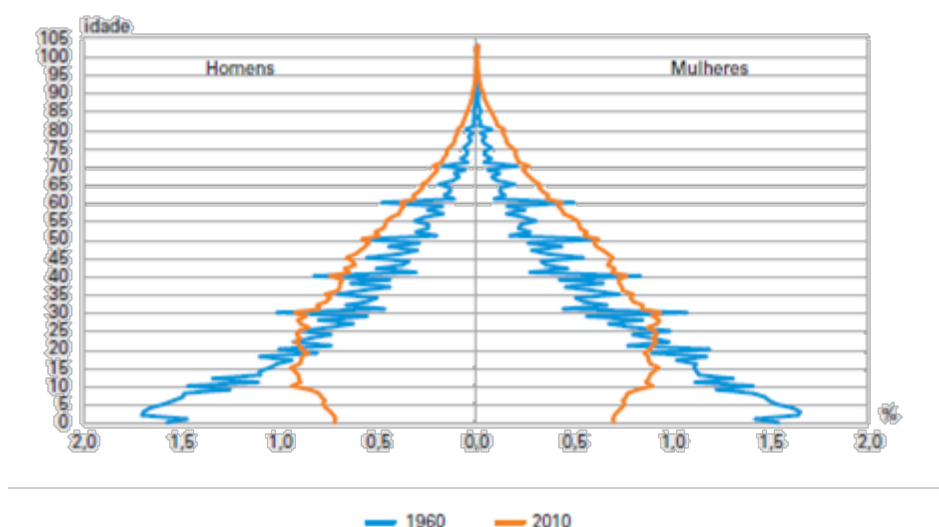


FIGURA 1.2. Comparação entre as pirâmides demográficas da população brasileira em 1960 e 2010, evidenciando o cenário de transição. FONTE: IBGE, 2010.

Nesse contexto, o ato de envelhecer não deve ser compreendido apenas como um processo fisiológico dinâmico e progressivo, marcado por alterações morfológicas, bioquímicas e psicológicas (FERREIRA et al, 2012). Todavia, surge o conceito de envelhecimento saudável, decorrente de uma interação complexa entre saúde mental, integração social, capacidade física, independência econômica e qualidade de vida. A manutenção da capacidade funcional assume um importante papel na vida do idoso e um desafio às ações modernas de saúde, que deverão ser estruturadas de modo a prevenir as incapacidades relacionadas às Doenças Crônicas Não-Transmissíveis (DCNT), as quais apresentam alta prevalência em indivíduos nessa faixa etária (VERAS 2009).

O impacto das DCNTs sobre a saúde dos idosos no Brasil é um tema discutido com preocupação em pesquisas epidemiológicas recentes, uma vez que tais doenças são onerosas aos cofres públicos e geralmente envolvem a prescrição de medicamentos de alto custo, períodos prolongados de tratamento clínico ou de internação hospitalar, reabilitação especializada e, em casos mais graves, cirurgias de alta complexidade (KUCHERMANN, 2012; FERREIRA et al., 2012; PILGER et al., 2011).

No decorrer desse capítulo, serão contextualizados a definição e o impacto socioeconômico da OA, evidenciando a importância de seu estudo para a saúde da

população idosa. A seção final trata sobre os principais eventos biológicos envolvidos na gênese e na progressão da doença, mostrando o papel central que as anomalias biomecânicas representam para a perpetuação dos sintomas.

### **1.1 Osteoartrose – Aspectos clínicos e epidemiológicos.**

A osteoartrose (OA) é um exemplo de DCNT de elevada prevalência na população idosa, cujas taxas de incidência estão em franco crescimento. O joelho é a articulação mais acometida pela doença, apresentando alto potencial de incapacidade funcional (ISSA et al., 2012). A OA pode ser definida como a insuficiência ou destruição da cartilagem articular, decorrente de fatores biomecânicos, genéticos, ósseos ou metabólicos, que promovem o desequilíbrio entre as taxas de degradação e a síntese de cartilagem articular ou do osso subcondral. É considerado o distúrbio articular mais prevalente na população idosa e a principal causa de incapacidade funcional nesses indivíduos (HOLT et al., 2011; CAMANHO et al., 2011).

A OA de joelhos, conhecida ainda por gonartrose, é caracterizada pela dor no joelho de variados níveis de intensidade e usualmente acompanhada de sinais inflamatórios clássicos, como aumento da temperatura local, rubor e edema; deformação da estrutura articular, rigidez, crepitação e limitação funcional. O diagnóstico é essencialmente clínico, embora exames complementares de imagem sejam utilizados para graduar a severidade da patologia e avaliar o estado dos tecidos moles adjacentes e intra-articulares (ALTMAN et al., 1986).

Os processos crônicos de inflamação e degeneração articular, característicos da OA, constituem os elementos fundamentais para a gênese da dor crônica incapacitante de joelhos em indivíduos acima de 50 anos (NGUYEN et al., 2011). Cabe aqui uma explicação mais detalhada acerca da diferenciação entre os termos osteoartrite e osteoartrose, que frequentemente são utilizados para definir a mesma condição clínica em textos científicos. O termo osteoartrose denota degeneração

articular, enquanto que osteoartrite representa o processo inflamatório intra-articular, que ocorre em decorrência da sobrecarga mecânica devido ao processo degenerativo. Como ambas as condições ocorrem concomitantemente no interior da articulação comprometida, não há preferência sobre a utilização de um termo sobre o outro, embora a osteoartrose seja mais utilizada na definição do diagnóstico (CAMANHO et al, 2011).

Recentes estudos epidemiológicos têm mostrado que a prevalência da OA de joelhos na população geral tende a aumentar progressivamente, aparentemente seguindo o fenômeno de envelhecimento populacional mundial. Holt et al. (2011) realizaram uma projeção de 10 anos de incidência cumulativa de OA severa de joelhos em idosos de 60 a 64 anos, com base no último censo populacional norte-americano. Foi observado que ao final da projeção, aproximadamente 13,4% dos indivíduos nessa faixa etária (2,4 milhões de pessoas) seriam acometidos com as formas clínicas avançadas ou terminais da OA de joelhos, especialmente indivíduos obesos. Como a prevalência da degeneração dos joelhos é diretamente proporcional ao avanço da idade dos idosos, especula-se que esse quantitativo seria exponencialmente maior, se considerados os indivíduos na faixa etária acima de 64 anos e as formas clínicas iniciais da doença (HOLT et al., 2011; TAVARES et al., 2012).

Com base nos dados de outros dois grandes estudos epidemiológicos populacionais norte-americanos, Nguyen et al. (2011) investigaram a prevalência da dor nos joelhos de 15.242 indivíduos, em um período de 20 anos. Os resultados revelaram que a prevalência dos sintomas relativos à OA aumentou significativamente ao final do período de estudo, chegando a atingir o dobro de mulheres e o triplo dos homens inicialmente avaliados. Particularmente nessa investigação, não foram observadas relações significativas entre o aumento do número de pessoas acometidas com índices de obesidade ou piora do perfil radiológico, implicando que as alterações funcionais desempenham papel fundamental na progressão dos sintomas.

Os achados desses dois robustos estudos populacionais alertam não só para o aumento da prevalência da OA em idosos, como também sugerem que os quadros sintomáticos tendem a se tornar mais frequentes ao longo do tempo.

A dor articular intensa e incapacitante é o principal motivo de encaminhamentos de pacientes para cirurgias de prótese articular. O aumento da prevalência da dor crônica em joelhos reflete diretamente no aumento do número desse tipo de cirurgias em países desenvolvidos. Na Inglaterra, no período entre 1991 e 2006, o número desses procedimentos triplicou tanto em homens quanto em mulheres (CULLIFORD et al., 2010), enquanto que nos Estados Unidos, segundo dados do *Center for Disease Control* (CDC), o quantitativo de Artroplastias Totais dos Joelhos (ATJs) aumentou 800% entre 1979 e 2002, em idosos acima de 65 anos, acarretando forte impacto econômico ao sistema de saúde vigente (CDC, 2005).

No Brasil, os estudos acerca da epidemiologia da OA são escassos e geralmente limitados a centros urbanos específicos. Em geral, trata-se de pesquisas sobre condições gerais de saúde de idosos na comunidade, onde a OA geralmente é citada, mas suas características não são exploradas em detalhes, dificultando a quantificação do impacto que a patologia representa dentro do contexto de saúde do país. O estudo de Lebrão et al. (2005), realizado no município de São Paulo, investigou as condições de saúde de 2.143 idosos acima de 60 anos, moradores da região metropolitana do município, e revelou que a OA foi a segunda doença mais prevalente, perdendo apenas para a hipertensão arterial, acometendo 31,7% do total de indivíduos investigados, com predomínio no sexo feminino (39,6%) em relação ao sexo masculino (20,6%). Esse estudo ainda reportou que 22,1% dos participantes informaram ter muita limitação funcional, e 40,5%, pouca limitação. Ao todo, 62,6% de todos os indivíduos entrevistados relataram apresentar algum tipo de incapacidade funcional.

Em outro estudo envolvendo 195 idosos atendidos em um serviço ambulatorial hospitalar, Rodrigues et al. (2008) reportaram prevalência de OA de 24,1% do total de participantes, ao passo que Pilger et al. (2011), em uma pesquisa descritiva envolvendo 359 idosos, reportaram prevalência de 12,2% de OA de joelhos.

A flutuação das prevalências reportadas pelos inquéritos epidemiológicos nacionais pode ser explicada pela falta de adoção de critérios diagnósticos da OA, variabilidade inter-regional da população, aspectos funcionais dos idosos investigados e ausência de controle estatístico das variáveis de confundimento. Como nessa faixa etária é comum a presença de duas ou mais co-morbidades

associadas, não fica claro, tomando como base esses estudos, o impacto isolado da OA sobre as características funcionais dos idosos brasileiros.

A limitação funcional de idosos com OA é associada a baixos índices de qualidade de vida, segundo dados da pesquisa de Alexandre et al., 2008. Nesse estudo, um dos poucos a explorar o impacto da OA de joelhos sobre parâmetros funcionais de idosos no Brasil, os participantes reportaram que as atividades mais difíceis foram entrar e sair do carro, subir escadas, realizar tarefas domésticas e curvar-se para tocar o chão. Tais limitações foram associadas ao aumento do risco de desenvolver co-morbidades devido aos efeitos do imobilismo. O risco de isolamento social também é maior nesses indivíduos, especialmente quando a dor está exacerbada, prevenindo o idoso de realizar suas atividades rotineiras.

As atividades mais comprometidas geralmente são a flexão-extensão dos joelhos e tarefas que envolvam descarga de peso na articulação, como caminhadas prolongadas e subir escadas ou rampas (ALEXANDRE et al., 2008; ENGLUND, 2010).

Esses padrões distintos de movimentos são frequentemente requeridos durante o processo de locomoção e as alterações mecânicas decorrentes do processo degenerativo do joelho são significativamente relacionadas à dor e limitação funcional (ENGLUND, 2010). Tais anomalias biomecânicas constituem importante fator de risco para o desenvolvimento da doença, e sua interação com outros fatores de risco podem culminar em formas incapacitantes da patologia.

## **1.2 – Anomalias biomecânicas como fator de risco para o desenvolvimento da osteoartrose de joelhos**

O quadro degenerativo característico da OA de joelhos sugere que o desequilíbrio biomecânico desempenha um papel importante para o surgimento e progressão da doença, especialmente em se tratando de uma articulação de suporte de carga. A



doença acomete todas as estruturas anatômicas que compõem a articulação (Figura 1.3), as quais sofrem alterações patológicas que incluem degradação da cartilagem articular, espessamento do osso subcondral (esclerose), sinovite e degeneração de tecidos moles (ligamentos e meniscos) (GOLDRING, 2012).

O papel das anomalias biomecânicas na etiologia da OA fica evidente em estudos que mostram que as alterações degenerativas iniciais do joelho ocorrem em áreas submetidas às forças excessivas de cisalhamento e estresse compressivo (ASTEPHEN et al., 2008; ANDRIACCHI et al., 2009). Tais distúrbios podem se originar em decorrência de lesões estruturais, desalinhamento das peças ósseas ou alterações conformacionais das superfícies articulares, que contribuem para a disfunção progressiva do sistema musculoesquelético local, caracterizada principalmente pela presença de sarcopenia, inibição muscular reflexa, diminuição da propriocepção e do equilíbrio. Esses fatores são ainda potencializados por alterações metabólicas decorrentes da idade, obesidade e predisposição genética do indivíduo. (LOESER, 2011; ENGLUND, 2010).

Em situações de normalidade fisiológica, os eventos catabólicos e metabólicos dos condrócitos (principais células da cartilagem articular) são mantidos em equilíbrio homeostático. Tais atividades são reguladas por meio de informações genéticas e ambientais, as quais incluem composição local da matriz extracelular e fatores biofísicos, incluindo o ambiente biomecânico (GUILAK, 2011). Nesse contexto, evidências recentes mostram que os estresses mecânicos que incidem sobre a articulação do joelho influenciam a regulação da atividade dos condrócitos *in vivo*, e ainda interagem com mediadores pró-inflamatórios para desequilibrar a balança homeostática dessas células em favor de eventos catabólicos, que culminam na destruição e remodelagem tecidual. Em outras palavras, o desequilíbrio metabólico na OA envolve ambos o aumento da degradação articular e uma resposta reparadora, ou anabólica, insuficiente (ABRAMSON e ATTUR, 2009; GUILAK, 2011; LOESER, 2011).

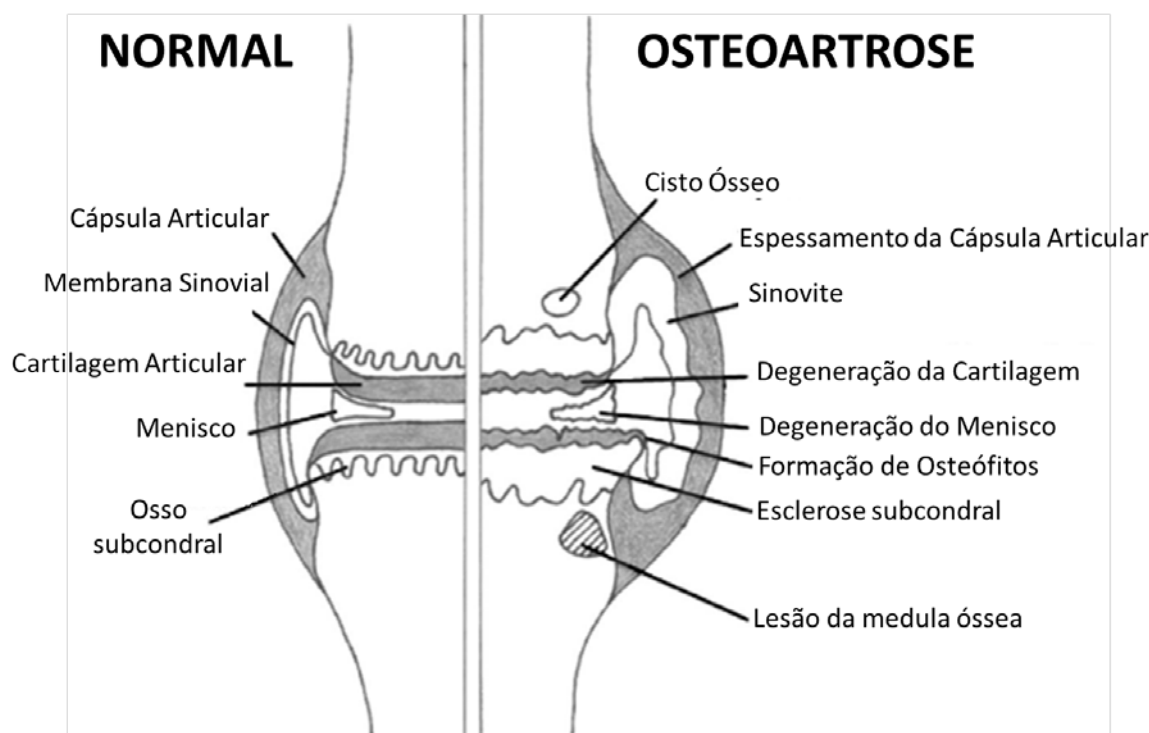


Figura 1.3 - Principais estruturas anatômicas do joelho acometidas na osteoartrose. FONTE: Loeser, 2010.

Os condrócitos, portanto, apresentam comportamento similar a mecanossensores ou osmosensores, alterando seu metabolismo de acordo com estímulos físicoquímicos provenientes da articulação. As estruturas celulares apontadas como responsáveis por tais características seriam os canais iônicos, transportadores de sulfato e proteínas integrinas. O estresse mecânico, ou melhor, as disfunções do ambiente mecânico fisiológico, teriam ação direta sobre a expressão genética de citocinas inflamatórias e enzimas de degradação da matriz extracelular, aumentando o quantitativo dessas moléculas no meio intra-articular (ABRAMSON e ATTUR, 2009; GOLDRING, 2012).

As citocinas e demais mediadores inflamatórios produzidos em excesso desempenham um importante papel na progressão da OA, uma vez que induzem os próprios condrócitos, em um mecanismo de retroalimentação, a produzir ainda mais moléculas pró-inflamatórias, incluindo também, o óxido nítrico e eicosanoides (prostaglandinas e leucotrienos). Tais mediadores, por sua vez, também vão contribuir para a inibição da síntese da matriz extracelular e aumento da produção de enzimas de degradação da matriz, incluindo as Metaloproteinases (MMPs) e

agrecanases. Com a progressão da doença, ocorre por fim a indução da apoptose (morte celular) do condrócito, consolidando o ciclo de perpetuação da degeneração articular (LOESER, 2010).

Os produtos da degradação da cartilagem articular promovem ainda a liberação de collagenases e outras enzimas hidrolíticas pelas células sinoviais e macrófagos, resultando em infiltração de células mononucleares e hiperplasia vascular na membrana sinovial. A consequência dessa sinovite é a indução da produção de Interleucina 1 $\beta$  (IL-1 $\beta$ ), Fator de Necrose Tumoral Alfa (TNF- $\alpha$ ) e outros mediadores inflamatórios, os quais contribuem ainda mais para a perpetuação da cascata degenerativa (ABRAMSON e ATTUR, 2009).

Os distúrbios biomecânicos também podem promover o surgimento de anormalidades do tecido ósseo, caracterizados principalmente pela formação de osteófitos e pela esclerose subcondral. A formação de osteófitos ocorre como resultado da penetração de vasos sanguíneos na camada basal da cartilagem em degeneração, ou como resultado de regeneração anormal de microfraturas por estresse das trabéculas subcondrais próximas às extremidades articulares (DRIBAN et al., 2011). Tais microfraturas ocorrem em resposta às cargas mecânicas anormais no ambiente intra-articular, e os padrões de remodelagem tecidual que ocorrem durante a regeneração culminam na formação de esclerose subcondral (Figura 1.4). Ainda não foi elucidado na literatura se a esclerose precede o surgimento da OA ou surge em decorrência do processo degenerativo (ABRAMSON et al., 2006).

A idade avançada é o fator independente que apresenta maior correlação com a OA de joelhos, uma vez que evidências mostram que mais de 70% dos idosos apresentam algum nível de alteração degenerativa nesta articulação. As alterações do sistema musculoesquelético nesses indivíduos incluem alteração dos padrões de marcha, fraqueza muscular, distúrbios proprioceptivos e alterações do peso corporal. Tais fatores, como discutido previamente, podem influenciar diretamente componentes cinéticos e cinemáticos aberrantes do joelho estimulando a cascata inflamatória (HEIJINK et al., 2012).

Entretanto, as alterações morfológicas observadas na cartilagem articular de idosos também ocorrem pela diminuição da capacidade intrínseca dos condrócitos em

manter e reparar o tecido (GOLDRING, 2012). Normalmente, como existe pouca ou nenhuma substituição celular na cartilagem adulta, os condrócitos apresentam vida longa e seu envelhecimento (senescência) acarreta alterações nas atividades metabólicas da célula, independente de quaisquer outros fatores associados (LOESER, 2011). A senescência dos condrócitos é marcada pela diminuição da capacidade dessas células em responder aos fatores de crescimento e redução da atividade mitótica, os quais são importantes fatores contribuintes para o desequilíbrio da balança metabólica. Em outras palavras, o envelhecimento celular impõe modificações do equilíbrio metabólico em favor de eventos catabólicos, que potencializam, ou são potencializados, pelas anomalias biomecânicas do ambiente articular (HEIJINK et al., 2012).



Figura 1.4. - Formação de osteófitos e esclerose subcondral em compartimento medial do joelho esquerdo acometido por osteoartrose severa. FONTE: Gidwani e Fairbank, 2004

A matriz extracelular da cartilagem também sofre alterações importantes no decorrer da idade, caracterizadas por afilamento da cartilagem, devido à diminuição do número de células, reduzida atividade de fatores de crescimento e diminuição do conteúdo de água. Este último está relacionado com alterações das proteínas

agrecanas, as quais sofrem alteração de tamanho, estrutura e sulfação, reduzindo a resiliência e hidratação do tecido (LOESER, 2011).

Outro fator de risco independente e de grande relevância para a ocorrência da OA de joelhos é a obesidade. É natural associar o aumento do peso corporal com a ocorrência de cargas excessivas sobre as articulações dos membros inferiores, especialmente o quadril e joelho. Entretanto, novas evidências relacionando a obesidade com alta prevalência de OA em outras articulações que não desempenham a função de suporte de carga, sugerem que a obesidade seja responsável por acarretar alterações sistêmicas particulares que possam promover o aparecimento da doença em tais regiões (BRONNER et al., 2004).

O tecido adiposo, antes considerado como local de armazenamento de energia, é atualmente reconhecido com um órgão endócrino de elevada atividade metabólica com a capacidade de secretar adipocitocinas, tais como leptina, resistina e adiponectina (SOWERS E KARVONEN-GUTIERREZ, 2010). Evidências sugerem que essas moléculas sejam capazes de influenciar a presença da OA diretamente pela degeneração articular ou pelo controle da resposta inflamatória local. Níveis elevados de adipocitocinas no líquido sinovial de joelhos de indivíduos com OA suportam essa hipótese. Entretanto, as moléculas apresentam funções antagônicas, uma vez que a leptina e resistina promovem o aumento da resposta inflamatória enquanto a adiponectina está associada à redução da produção de citocinas pró-inflamatórias (DUMOND et al., 2003; TOUSSIROT et al., 2007).

A obesidade ainda pode acarretar outros efeitos sistêmicos relativos à OA, especialmente o metabolismo desordenado de glicose e lipídios, capazes de influenciar a produção de citocinas pro-inflamatórias, características de um estado inflamatório crônico (SOWERS E KARVONEN-GUTIERREZ, 2010).

A Figura 1.5 apresenta o resumo das vias de interação entre os principais fatores de risco independentes associados com a gênese e progressão da OA de joelhos, evidenciando o papel central que as anomalias biomecânicas desempenham no processo.

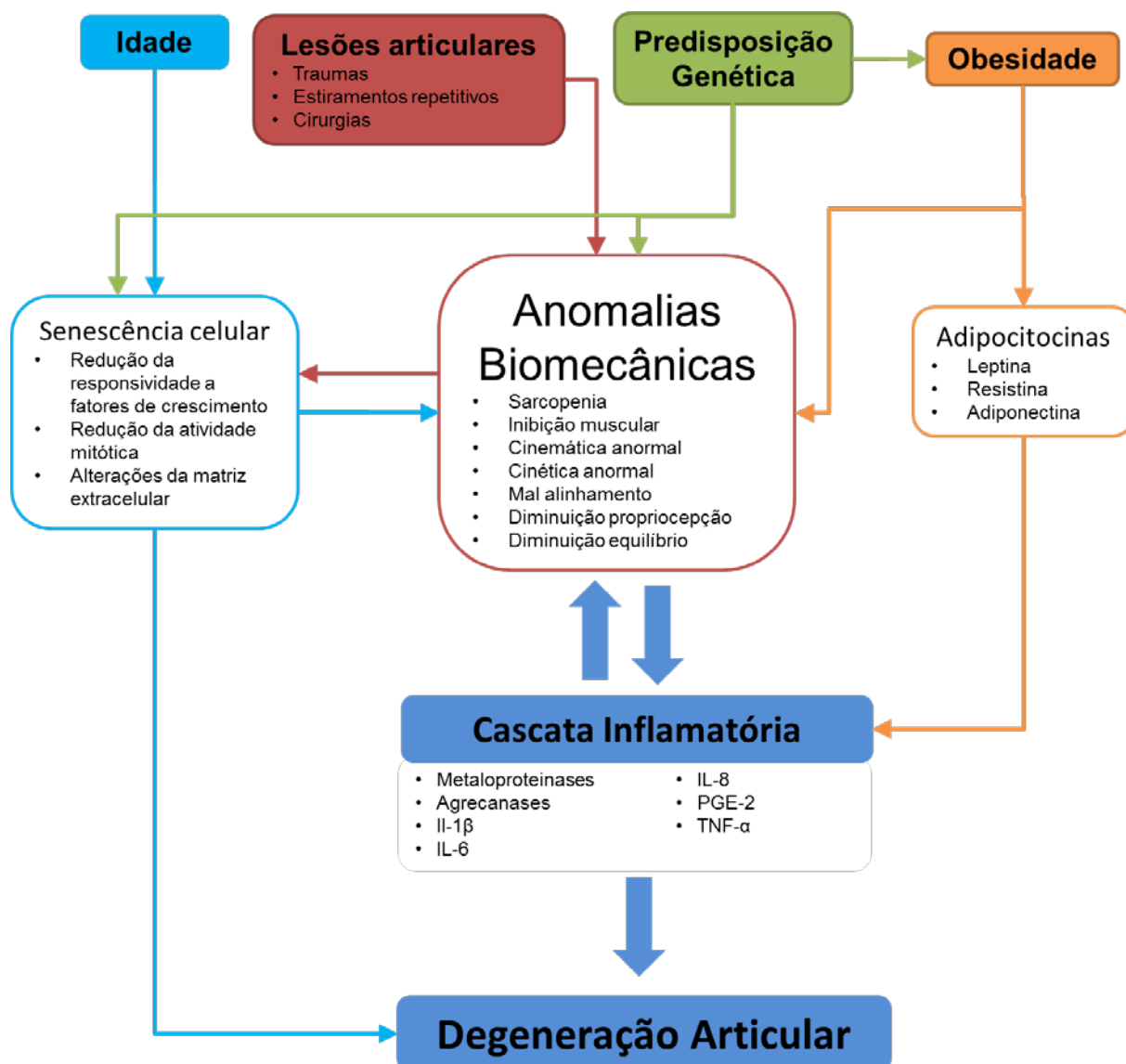


FIGURA 1.5 - Esquema evidenciando o papel central das anomalias biomecânicas na etiopatogenia da OA. As diferentes cores ilustram as vias dos principais fatores de risco envolvidos.

### 1.3 – Conclusões

Neste capítulo, os principais fatores de risco para o desenvolvimento do processo degenerativo do joelho foram introduzidos, juntamente com evidências que reforçam seu papel na etiopatogenia da OA. Tais fatores, apresentados de forma isolada ou em diferentes combinações entre si, vão por fim culminar em anomalias

biomecânicas do ambiente articular, as quais contribuem para o desencadeamento e perpetuação da cascata inflamatória do processo degenerativo. Uma melhor compreensão sobre os padrões de movimento que ocorrem na articulação do joelho durante as atividades diárias do paciente podem contribuir para o desenvolvimento de métodos de tratamento mais eficazes e confiáveis, com potencial para diminuir o impacto da OA sobre a qualidade de vida dos indivíduos acometidos.

O objetivo principal dessa dissertação de mestrado é o desenvolvimento de um andador inteligente assistência à marcha para aplicações em reabilitação e compensação funcional do usuário. Inicialmente, esperamos desenvolver um dispositivo seguro e confiável, capaz atuar em cooperação com um sistema de sensores inerciais, com comunicação sem fios, para extrair os principais parâmetros cinemáticos do joelho durante a marcha assistida. A aquisição de tais parâmetros é fundamental para o desenvolvimento de terapias físicas modernas, mais bem adaptadas às necessidades dos usuários.

Este trabalho está dividido da seguinte forma: o capítulo 1 apresenta a osteoartrose, sua contextualização, definição e impacto sobre a articulação do joelho; o capítulo 2 revisa os principais conceitos de biomecânica da marcha humana e dos parâmetros cinemáticos do joelho saudável e acometido pela osteoartrose; o capítulo 3 apresenta a revisão do estado da arte das tecnologias de assistência à mobilidade humana, com destaque aos modelos de andadores inteligentes descritos na literatura científica. No capítulo 4, apresenta-se uma experiência preliminar em análise da marcha assistida pelo andador Simbiosis, que foi o modelo de andador robótico precursor do dispositivo desenvolvido na Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). Finalmente, o capítulo 5 apresenta uma aplicação clínica direta do andador UFES, em cooperação com sensores inerciais, para avaliação dos parâmetros cinemáticos do joelho de pacientes com osteoartrose moderada durante a marcha livre e assistida.

## 2. MODELAGEM BIOMECÂNICA EM OSTEOARTROSE DE JOELHOS

A análise clínica da marcha é uma ferramenta poderosa para a caracterização dos eventos biomecânicos dos segmentos corporais. A maior parte do conhecimento acerca do comportamento biomecânico das articulações durante a locomoção advém de experimentos baseados em sistemas optoeletrônicos em ambientes laboratoriais. Tais sistemas permitem o estudo simultâneo de várias características do movimento humano, incluindo deslocamentos angulares e lineares, padrões de distribuição de forças e momentos articulares, estudo dos níveis de ativação de músculos isolados ou em ação sinérgica e, ainda, parâmetros espaço-temporais (WINTER, 2009; ORNETTI et al., 2010).

Os dispositivos optoeletrônicos modernos de análise da marcha são caracterizados pela utilização de um conjunto de câmeras de vídeo infravermelhas distribuídas de forma padronizada ao redor de uma passarela de testes. O sistema de vídeo é utilizado para captar os deslocamentos de marcadores reflexivos afixados nos pacientes, seja em pontos de referência anatômica ou em placas rígidas (*point cluster*). Tais deslocamentos são reconstruídos posteriormente no computador, permitindo o estudo dos padrões cinemáticos dos segmentos de interesse (WINTER, 2009). Entende-se por cinemática a medida do movimento sem consideração pelas causas que o originaram, ou, mais especificamente, à descrição geométrica do movimento em termos de deslocamentos, velocidades e acelerações. Nesse contexto, os sistemas cinemáticos baseados em vídeo para análise da marcha são utilizados para registrar a posição e orientação dos segmentos corporais, ângulos das articulações nos três planos de movimento (tridimensional) e respectivas velocidades e acelerações angulares e lineares (WHITTLE, 2007).

A utilização de plataformas de força situadas em passarela de testes possibilita a detecção da direção e magnitude do vetor de força de reação vertical do solo (Figura 2.1). Esta informação permite a realização de cálculos de dinâmica inversa, que consideram o membro inferior como um sistema mecânico fechado. Essa estratégia é fundamental para o cálculo dos momentos e para a decomposição dos vetores de



força que incidem sobre as articulações, de forma que a direção, sentido e magnitude das componentes sejam obtidas e estudadas simultaneamente com os eventos cinemáticos (Figura 2.2) (BENEDETTI, 1998).

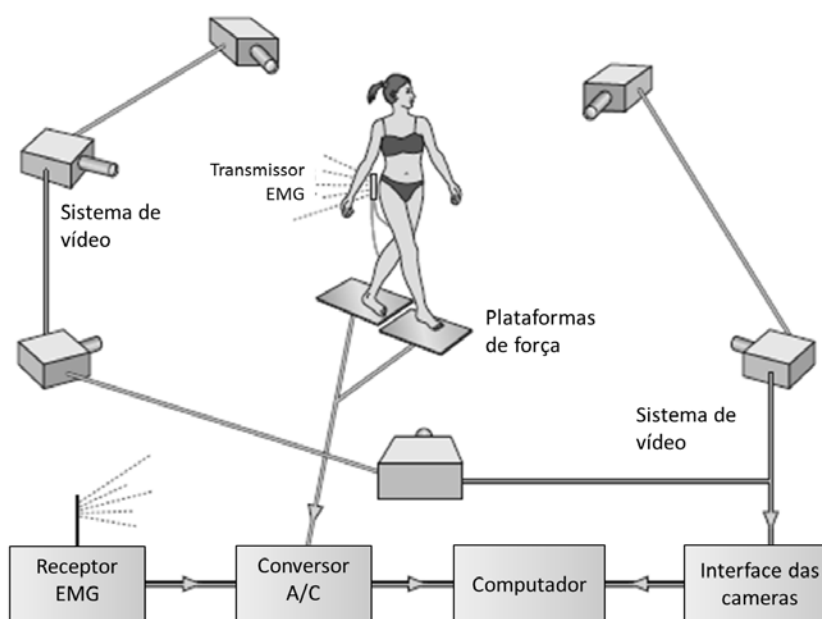


Figura 2.1 –Configuração de um sistema moderno de análise da marcha integrando câmeras de vídeo para avaliação cinemática, plataformas de força para detecção da força de reação do solo e eletromiografia de superfície. FONTE: WHITTLE, 2007.

O processo degenerativo das superfícies articulares em joelhos acometidos pela Osteoartrose (OA), principalmente em casos onde há a presença de desalinhamento dos componentes femoral e tibial, altera o padrão de distribuição das forças no ambiente intra-articular e, como já discutido anteriormente, essas anomalias são consideradas importantes fatores de risco para a progressão da doença (ENGLUND, 2010; ISSA et al, 2012). Recentes esforços têm sido concentrados na caracterização dos padrões e magnitudes dos picos e momentos de força no joelho, principalmente durante a fase de apoio. Tais pesquisas têm apontado as variações do momento adutor externo como importante variável relacionada com a progressão da doença e com a diferenciação entre joelhos saudáveis e patológicos (FOROUGH et al, 2009; ANDRIACCHI et al, 2009).

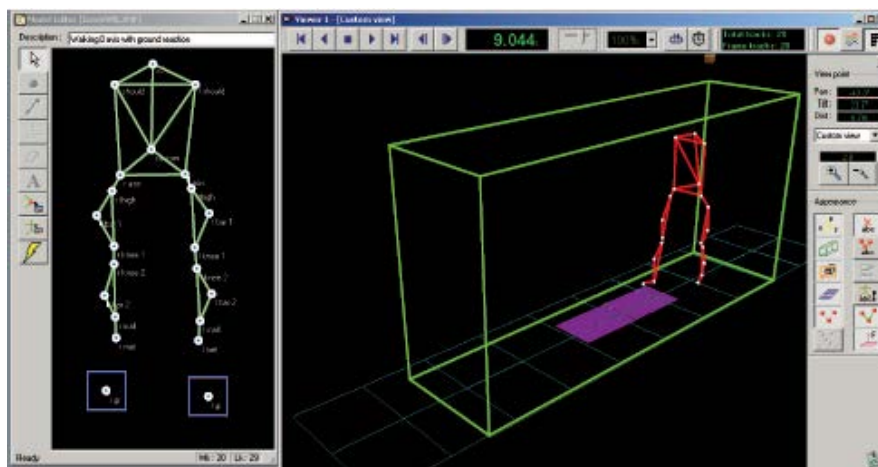


Figura 2.2 – Interface de um sistema de análise cinemática mostrando a reconstrução da posição de marcadores para análise dos segmentos do membro inferior. O retângulo no centro da imagem à direita marca a localização das plataformas de força. FONTE: FRIZERA et al, 2012

Com a evolução dos métodos de análise do movimento, novos sistemas biomecânicos e bioelétricos têm sido integrados à instrumentação cinético/cinemática clássica, como é o caso da Eletromiografia de Superfície (sEMG), que consiste em um método não-invasivo de aquisição de sinais mioelétricos desencadeados durante a contração muscular. Estudos envolvendo análise integrada entre sistemas optoeletrônicos e sEMG possibilitam a caracterização e quantificação dos padrões de ativação da musculatura do membro inferior e do tronco durante o ciclo da marcha em indivíduos com OA de joelhos, contribuindo para o desenvolvimento de métodos modernos de reabilitação e prevenção (LIKKVAINIO et al, 2010).

A descrição completa do estado da arte da investigação dos padrões cinéticos e mioelétricos envolvidos no movimento do joelho não está incluída no escopo desse trabalho e, portanto, não será explorada nesse texto (Figura 2.3). Maiores detalhes podem ser obtidos na literatura de referência, especialmente os trabalhos de Astephen e Deluzio (2005); Deluzio e Astephen, (2007); Astephen et al, (2008); Foroughi et al, (2009); Astephen et al, (2011); Nagano et al, (2012) e Heijink et al, (2012).

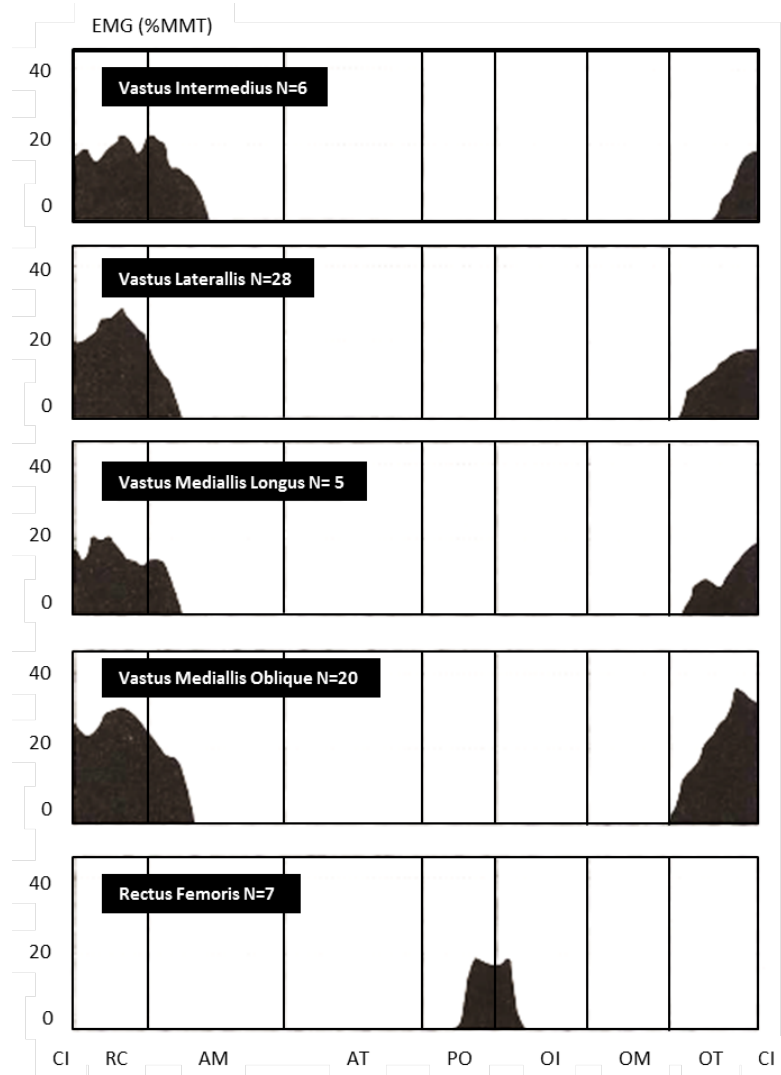


Figura 2.3 – Atividade mioelétrica dos músculos extensores do joelho ao longo do ciclo da marcha. A intensidade (altura da área cinza) é dada em porcentagem da Contração Isométrica Máxima. FONTE: PERRY, 1992

A utilização dos métodos modernos de modelagem da marcha humana, com base na integração de diferentes subsistemas de análise, tem permitido uma caracterização mais abrangente dos eventos biomecânicos do ciclo. Entretanto, tal abordagem resulta na geração de um conjunto de dados cada vez mais complexo, dificultando a interpretação e aplicabilidade clínica das informações adquiridas. Para resolver esse problema, novos algoritmos computacionais e métodos de análise estatística multivariada têm sido desenvolvidos e aplicados para reduzir a dimensionalidade dos dados e identificar o conjunto de variáveis mais

representativas para o comportamento dos sinais observados, como é o caso dos métodos de análise discriminativa (DELUZIO et al, 1997).

Em contraste com a alta precisão de medidas, o alto custo e a difícil operacionalização desses equipamentos os tornam praticamente inviáveis para a utilização na prática clínica corriqueira. Todos os processos de calibragem e preparação do ambiente de testes são trabalhosos e envolvem uma equipe especializada, previamente treinada. Tais condições praticamente restringem a análise clínica da marcha a ambientes laboratoriais de grupos de pesquisa e universidades (TAO et al, 2012).

Contudo, os dispositivos optoeletrônicos modernos são a instrumentação de referência para a análise clínica da marcha em indivíduos saudáveis e portadores de OA. A breve descrição acerca de tais sistemas é necessária para entender como ocorre o processo de aquisição das principais características (cinético/cinemática) do movimento dos segmentos corporais durante a locomoção. Na próxima seção, o ciclo da marcha será detalhado com maior profundidade, com ênfase no comportamento cinemático do joelho saudável.

## **2.1 – O ciclo da marcha e a cinemática do joelho saudável**

A análise da marcha é uma ferramenta amplamente utilizada em pesquisas biomecânicas de análise do movimento, permitindo a obtenção de uma diversidade de informações acerca do comportamento cinemático e cinético das articulações e segmentos estudados. Para que tais informações tenham valor para a prática clínica, os dados devem ser coletados de forma rigorosa e sistemática (WHITTLE, 1996; BENEDETTI, 1998).

A compreensão adequada da mecânica do joelho de pacientes com OA durante a marcha requer uma análise preliminar dos principais eventos que caracterizam o

ciclo da marcha humana e as respectivas informações de referência do comportamento biomecânico do joelho saudável.

A marcha humana pode ser conceituada como um método de locomoção envolvendo o uso de ambos os membros inferiores, alternativamente, para fornecer suporte e propulsão (WHITTLE, 2007; BENEDETTI, 1998). Essa alternância de movimentos confere um comportamento cíclico à marcha, permitindo que os eventos biomecânicos sejam estudados dentro desse contexto. Um ciclo é definido como o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas dentro de um dos eventos repetidos da locomoção (Figura 2.4). Embora qualquer um desses eventos possa ser escolhido para definir o início de um ciclo, é conveniente utilizar o instante em que um pé faz contato com o solo (contato inicial) (WHITTLE, 2007).

Nesta seção, as principais fases e subfases do ciclo da marcha serão apresentadas e discutidas em termos gerais. Dentro desse contexto, a segunda parte detalha a biomecânica do joelho saudável, assintomático, com ênfase nos padrões cinemáticos.

### **2.1.1 - O ciclo da marcha**

O ciclo da marcha é dividido em dois períodos distintos, denominados apoio e oscilação, os quais são frequentemente referidos como fases da marcha. O termo apoio, ou suporte, é utilizado para designar o período no qual o pé permanece no solo, iniciando com o contato inicial do calcanhar (Figura 2.5). Oscilação se aplica ao período em que o pé está no ar para a progressão do membro inferior e inicia no momento em o pé é levantado do chão (PERRY, 1992).

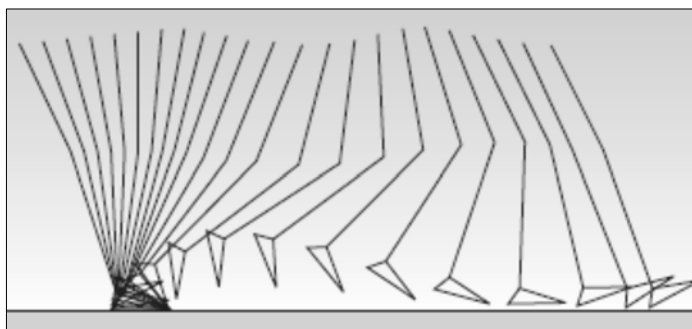


Figura 2.4. Posições dos segmentos do membro inferior durante um ciclo completo da marcha.

A fase de apoio é subdividida em três intervalos distintos, de acordo com a sequência de contato dos pés com o solo. Ambos o início e o fim dessa fase são marcados com um período de apoio duplo, enquanto o período intermediário é caracterizado pelo apoio de um único pé. O duplo apoio inicial marca o início do ciclo da marcha e ambos os pés estão em contato com o solo, embora o peso corporal não seja igualmente distribuído entre os membros. O momento em que o pé oposto é levantado marca o começo da fase intermediária de apoio (apoio de um único membro), na qual a totalidade do peso corporal do indivíduo repousa sobre o membro inferior. O apoio duplo final é a terceira subdivisão e inicia quando o pé oposto contata o solo e continua até o que o pé do membro inferior alvo é levantado. (PERRY, 1992; WHITTLE, 2007).



Figura 2.5. Fases de apoio e oscilação do ciclo da marcha humana.

A distribuição geral dos períodos durante o ciclo da marcha é em torno de 60% para a fase de apoio e 40% para a fase de oscilação. Entretanto, a duração precisa desses intervalos varia entre indivíduos e é inversamente proporcional à velocidade

de locomoção do indivíduo, ou seja, os tempos de apoio e oscilação são reduzidos com o incremento da velocidade (BENEDETTI, 1998).

Entre as subdivisões da fase de apoio, o incremento da velocidade de marcha promove ampliação do período de apoio único (intermediário) e redução dos intervalos de apoio duplo. O aumento ainda maior da velocidade culmina com o desaparecimento dos intervalos de duplo apoio e marca a transição entre a modalidade “caminhada” e “corrida” (PERRY, 1992).

O ciclo da marcha pode também ser identificado através do termo “passada”, o qual também se refere aos eventos de um dos membros inferiores. A duração da passada é o intervalo de tempo entre dois eventos sequenciais do mesmo membro, como por exemplo, o tempo entre o contato inicial do pé direito e o próximo contato inicial desse mesmo pé. O termo passo se refere a duas ações similares entre dois membros distintos, o tempo ou distância entre o contato inicial do pé direito e o contato inicial do pé esquerdo (WINTER, 2009). Para cada passada existem dois passos (Figura 2.6).

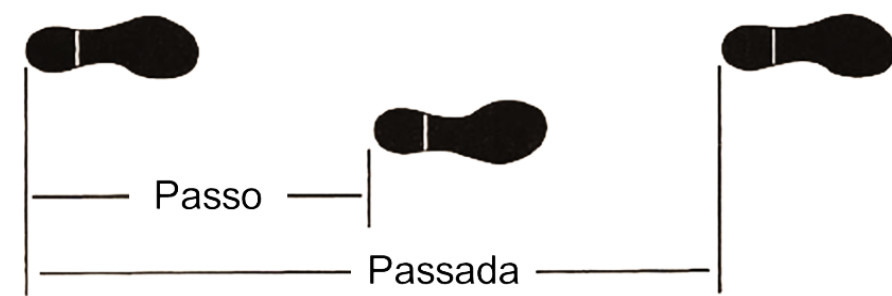


Figura 2.6. Diferença entre os termos passo e passada. Para cada passada existem dois passos distintos.

A subdivisão do ciclo da marcha nas fases de apoio e oscilação divide o ciclo em dois períodos distintos. Entretanto, cada passada envolve uma série de padrões motores específicos do quadril, joelho e tornozelo, que variam ao longo de cada fase e estão relacionados a demandas funcionais próprias. Tais padrões foram posteriormente denominados subfases da marcha, e atualmente é reconhecido que cada passada apresenta oito padrões, ou subfases, distintos (PERRY, 1992;

WHITTLE, 2007). A fase de apoio apresenta as subfases de apoio inicial, resposta de carga, apoio médio e apoio terminal, enquanto a fase de oscilação compreende as subfases de pré-oscilação, oscilação inicial, oscilação média e oscilação terminal (WINTER, 2009).

A análise biomecânica da marcha através dos padrões motores de cada subfase permite a identificação das características funcionais dos movimentos que ocorrem em cada articulação e permite ainda integrar as ações simultâneas de cada articulação em termos da função global do membro inferior avaliado. Essa abordagem é particularmente importante para a interpretação funcional do impacto que patologias incapacitantes impõem sobre a locomoção (BENEDETTI, 1998).

Perry (1992) descreve ainda três tarefas funcionais básicas que o membro inferior desempenha ao longo do ciclo (Figura 2.7), descritas a seguir:

- *Acomodação de carga:* é a primeira tarefa e a mais exigente. Ocorre na fase de apoio, ao longo das subfases de contato inicial e resposta de carga. Essa tarefa envolve a transferência brusca do peso corporal para o membro inferior que acabara de oscilar adiante e que ainda apresenta um alinhamento instável. Os padrões funcionais necessários nessa etapa são a absorção do choque e a estabilidade inicial do membro.
- *Apoio unipodal:* Durante essa etapa, o membro inferior em apoio tem a função de suportar o peso corporal em todos os planos de movimento enquanto a progressão da locomoção continua. Essa etapa envolve as subfases de apoio médio e terminal.
- *Avanço do membro inferior:* O avanço do membro inferior na fase de oscilação inicia com uma postura preparatória na subfase de pré-oscilação. Posteriormente, o membro é elevado, avança e se prepara para o próximo período de suporte. Todas as quatro subfases da oscilação são envolvidas nessa etapa.

Ao longo de cada passada, as necessidades funcionais de cada subfase impõem padrões funcionais distintos em cada articulação do membro inferior. Para melhor compreender o impacto da osteoartrose sobre a função do joelho acometido, é necessário entender os padrões de movimento que ocorrem no joelho saudável ao longo do ciclo da marcha.



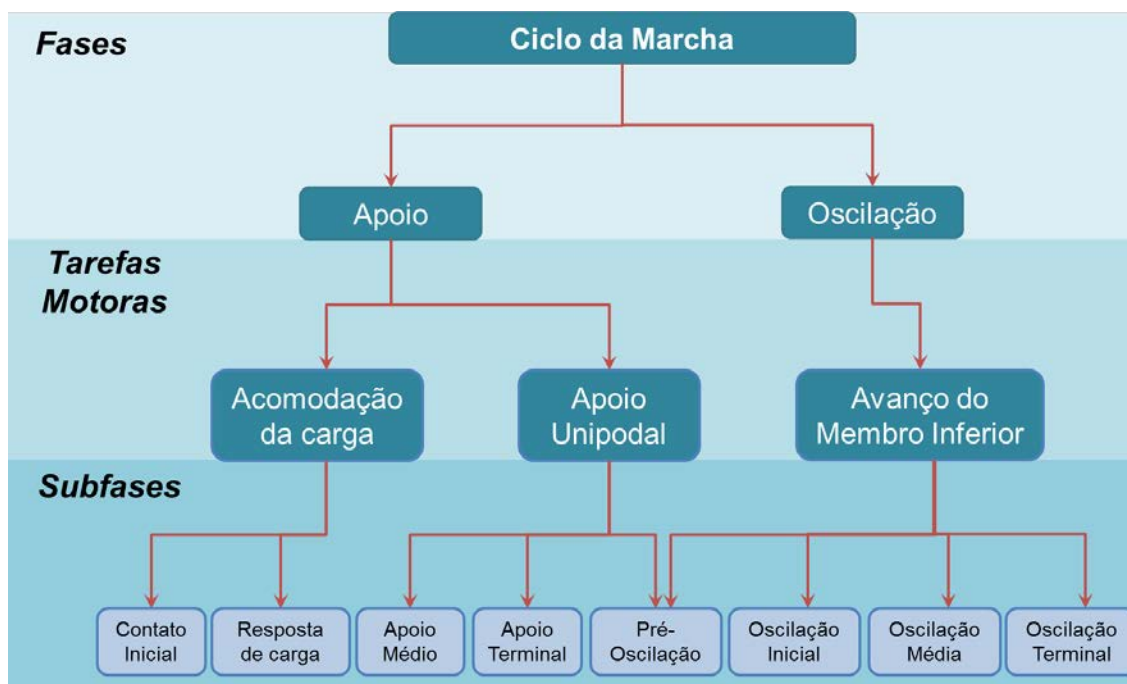


Figura 2.7. Subdivisões do ciclo da marcha.

### 2.1.2 Cinemática do joelho saudável

A articulação do joelho é uma estrutura complexa, situada entre dois ossos longos, a tíbia e o fêmur. Tal posição anatômica faz com que a articulação seja cruzada por músculos com longos braços de alavanca, impondo grande diversidade de forças e momentos sobre a estrutura articular. O movimento adequado nessa região requer um refinado equilíbrio do sistema osteomuscular para equilibrar essas forças e evitar a sobrecarga sobre a cartilagem intra-articular e estruturas fibrocartilaginosas passivas durante a locomoção (ZENI e HIGGINSON, 2010).

O movimento do joelho é caracterizado por uma grande amplitude no plano sagital e pequenos arcos de movimento nos planos transversal e frontal. Em termos gerais, a mobilidade sagital é utilizada para a progressão do movimento na fase de apoio e avanço do membro para adiante na fase de oscilação. O movimento no plano frontal

auxilia o equilíbrio vertical do membro durante a fase de apoio, enquanto o arco de movimento transversal permite ajustes finos do alinhamento articular (Figura 2.8) (FREEMAN e PINSKEROVA, 2005). O movimento nos planos secundários não é visualmente observado durante a marcha de indivíduos saudáveis, sendo necessária a utilização de instrumentos de medição específicos para a quantificação do movimento (PERRY, 1992).

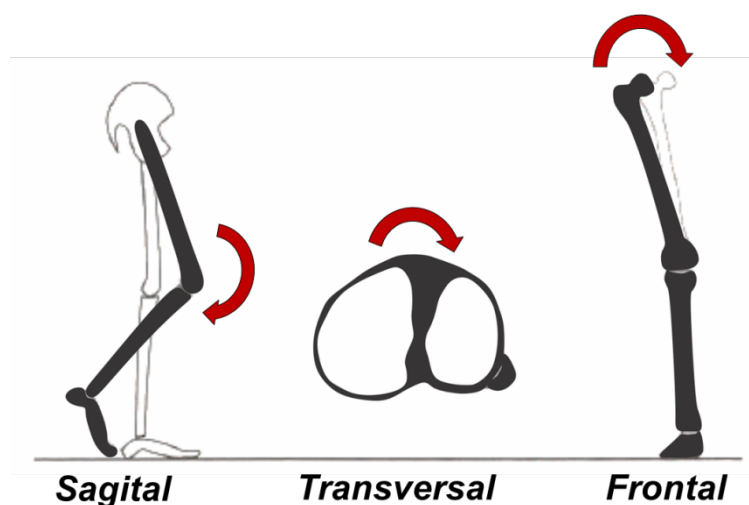


Figura 2.8. Planos de movimento da articulação do joelho.

Durante cada ciclo, o joelho passa por dois picos de flexão e extensão alternados. De acordo com Whittle (2007), os picos de extensão ocorrem no contato inicial e ao final do apoio médio, enquanto os extremos de flexão acontecem durante as subfases de recepção de carga e oscilação inicial. Essa variação de movimento situa-se geralmente dentro de um arco de  $0^{\circ}$  a  $70^{\circ}$ , embora os valores precisos de cada pico apresentem diferenças entre os estudos reportados na literatura (ZENI e HIGGINSON, 2010; BENEDETTI, 1998). Tais variações ocorrem principalmente devido às características dos indivíduos estudados, à velocidade da marcha e à instrumentação utilizada para a análise biomecânica (NAGANO et al, 2012).

O padrão e amplitude de movimento do joelho ao longo do ciclo são influenciados pelas demandas funcionais específicas de cada subfase. Um consenso geral acerca

dos padrões motores cinemáticos observados durante a marcha de indivíduos saudáveis foi descrito por Perry (1992) e Whittle (2007), e serão descritos a seguir.

O plano sagital é onde ocorre a maior amplitude de movimento do joelho durante o ciclo da marcha. Logo após o contato inicial do calcâneo, o joelho é fletido em aproximadamente  $5^{\circ}$ , com variações entre  $-2^{\circ}$  (hiperextensão) e  $5^{\circ}$ , caracterizando a subfase de recepção de carga. Nessa etapa, a rápida flexão tem objetivo de diminuir a magnitude da força de reação do solo que incide sobre o membro inferior após o contato do calcanhar. A amplitude dessa flexão é controlada através da contração excêntrica do quadríceps e é inversamente proporcional à velocidade da marcha do sujeito. O arco de flexão termina no início da etapa de apoio médio, sendo este o momento em que o joelho recebe a maior carga estando em flexão.

Durante o apoio médio, o joelho começa a estender gradualmente até o final da fase de apoio terminal (primeiro pico de extensão), quando começa novamente a se flexionar preparando-se para a fase de oscilação. O segundo ciclo de flexão progride rapidamente, de maneira que atinge aproximadamente  $40^{\circ}$  de flexão já ao final da pré-oscilação e progride ao longo da subfase de oscilação inicial, onde o pico máximo de flexão é observado (em torno de  $60$  a  $70^{\circ}$ ).

Na subfase de oscilação média ocorre o início do segundo ciclo de extensão, que também progride rapidamente até o final da fase de oscilação terminal, preparando o membro para o contato do calcanhar no solo. A Figura 2.9 apresenta o gráfico do padrão de movimento sagital durante um ciclo completo da marcha, com os duplos picos de flexão e extensão.

No plano transversal, o membro inferior como um todo (pelve, fêmur e tíbia) parte de uma rotação externa ao final da fase de apoio e inicia a rotação interna no momento da saída do hálux durante a oscilação inicial, progredindo até a subfase de recepção de carga, no início da fase de apoio. A partir daí, os segmentos passam a rodar externamente.

Esse padrão, entretanto, não ocorre simultaneamente e com a mesma intensidade em todos os segmentos. No momento do contato inicial, o fêmur encontra-se em rotação externa em relação à tíbia, acompanhando a hiperextensão que também ocorre nessa etapa. Esses movimentos combinados “bloqueiam” a articulação do

joelho, permitindo um contato preciso do calcanhar com o solo. Durante a subfase de recepção de carga, a tíbia roda internamente e de forma mais acelerada que o segmento femoral, desbloqueando o joelho e permitindo que ocorra o primeiro pico de flexão para reduzir o impacto da força de reação do solo sobre o membro. Nesse momento, ocorre também a máxima amplitude de rotação interna da articulação. Ao final da fase de apoio terminal ocorre novo episódio de bloqueio articular, quando o joelho novamente se estende (segundo ciclo de extensão) e roda externamente.

O movimento no plano frontal é pequeno, mas ocorre ao longo de todo o ciclo. Na fase de apoio predomina o movimento de abdução, com magnitudes máximas nas subfases de contato inicial e recepção de carga. A adução ocorre ao longo da fase de oscilação em resposta à contração do músculo adutor longo, com objetivo de posicionar o joelho em uma posição aproximadamente neutra, preparando o membro para o contato inicial.

Os padrões de referência dos sinais cinemáticos do joelho estão apresentados na Figura 2.9, retirada do trabalho Benedetti (1998). Nesse trabalho, a autora descreve dez pontos principais relativos aos ângulos do joelho ao longo do ciclo da marcha, com objetivo de identificar e padronizar as medidas de parâmetros cinemáticos, facilitando a análise discreta dos sinais. Os pontos são nomeados K1 a K12, onde K é a abreviação de *Knee*. A apresentação dos pontos e suas respectivas interpretações estão dispostas na Tabela 2.1.

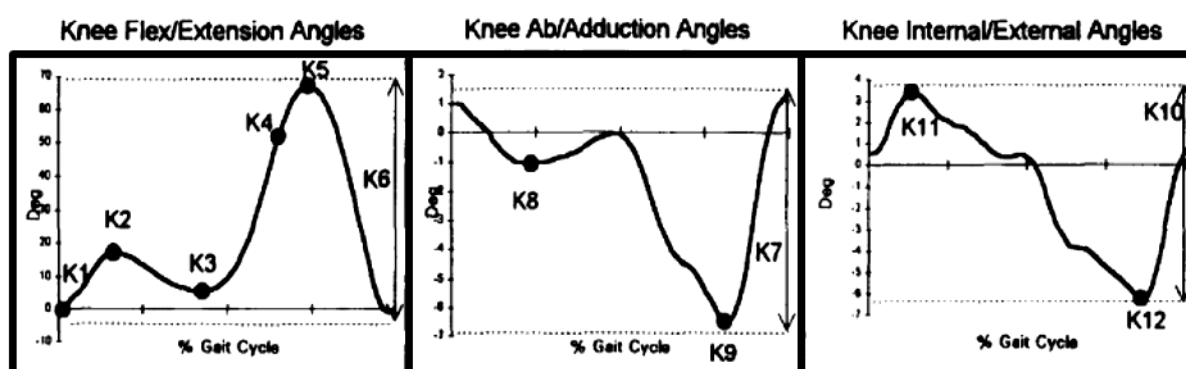


Figura 2.9. Padrão de referência dos parâmetros cinemáticos do joelho, mostrando os ângulos da articulação nos três planos de movimento em relação com a porcentagem do ciclo. FONTE: BENEDETTI (1998).

Tabela 2.1: Interpretação dos pontos de referência para análise discreta dos parâmetros cinemáticos do joelho

Ponto de Referência	Interpretação
K1	Flexão no contato inicial
K2	Flexão máxima na subfase de resposta de carga
K3	Extensão máxima na fase de apoio
K4	Flexão na saída do hálux
K5	Máxima Flexão na fase de oscilação
K6	Excursão total no plano sagital
K7	Excursão total no plano frontal
K8	Abdução máxima em apoio
K9	Adução máxima em oscilação
K10	Excursão total no plano transversal
K11	Rotação interna máxima na fase de apoio
K12	Rotação externa máxima na fase de oscilação

## 2.2 – Estudo da cinemática do joelho com osteoartrose: Aspectos metodológicos e revisão de literatura

O estudo das características biomecânicas da OA de joelhos é um vasto campo de pesquisas, bastante explorado na literatura. Na luz de recentes evidências acerca do papel das anomalias motoras na etiopatogenia da doença, a análise clínica da marcha tem desempenhado papel fundamental na caracterização multidimensional do movimento articular durante o processo de locomoção. A complexidade dos dados obtidos através dos procedimentos experimentais é um desafio para a interpretação clínica e requer cuidados especiais no desenho metodológico dos estudos.

Nesta seção, inicialmente apresentamos uma revisão dos principais aspectos metodológicos envolvidos na pesquisa biomecânica da OA de joelhos, com especial ênfase nos processos de seleção e classificação dos participantes, fundamentais para a composição de um conjunto amostral homogêneo. Posteriormente, as características cinemáticas do joelho com OA, com base em revisão da literatura atual, serão apresentadas e discutidas, iniciando pela comparação entre indivíduos

doentes e assintomáticos, e terminando pelas diferenças entre os níveis de severidade da doença.

A estrutura metodológica da pesquisa inicia pelas etapas de seleção e classificação dos indivíduos a serem avaliados. Primeiramente, os sujeitos de interesse passam pelo processo de diagnóstico, realizado preferencialmente por um clínico experiente, com base nas diretrizes propostas pela *American College of Rheumatology* (ACR). Existem três critérios distintos que podem ser utilizados para confirmar a presença da OA de joelhos (Tabela 2.2). O mais utilizado, entretanto, é o critério que mescla sinais clínicos e radiológicos, o qual confere 91% de sensibilidade e 86% de especificidade (ALTMAN et al, 1986).

A etapa seguinte é considerada um dos pontos mais importantes e consiste na classificação do estadiamento da doença de acordo com critérios radiológicos. As radiografias do joelho de interesse são obtidas em projeção antero-posterior, com o paciente em apoio bipodal e mantendo o joelho em extensão para estudar o efeito da carga sobre o alinhamento articular. Atualmente não existem critérios padrão ouro para a classificação radiológica da OA de joelhos, embora o método proposto por Kellgren e Lawrence (KL) esteja entre os mais utilizados na prática clínica. O critério KL é também amplamente utilizado em estudos biomecânicos e classifica os pacientes em quatro níveis de estadiamento da patologia: joelho normal (KL 0); OA leve ou inicial (KL 1); OA moderada (KL 2 e 3); OA severa (KL 4). A Tabela 2.3 mostra as principais características radiológicas utilizadas na classificação KL (ALBUQUERQUE et al, 2008). As principais críticas a esse método incluem a fraca relação entre a imagem e os sintomas, ênfase na presença de osteófitos e a própria descrição dos estágios de severidade (SCHIPHOF et al, 2008).

Embora a utilização de padrões radiológicos tenha reconhecida importância, evidências recentes apontam que a concordância intra-examinador, tanto dos critérios KL, quanto de métodos mais recentes de classificação, propostos por Dejour e Ahlbäck, varia em torno de 0,20 a 0,50 segundo a estatística Kappa, estando abaixo dos valores considerados bons ou excelentes, entre 0,61 e 0,80 e acima de 0,80, respectivamente (ALBUQUERQUE et al, 2008). Tais achados sugerem que a interpretação das características radiológicas de joelhos com OA é diretamente influenciada pela experiência do examinador, devendo, portanto, ser

efetuada somente por um único profissional e de preferência com ampla experiência no manejo clínico desses pacientes.

Tabela 2.2: Critérios diagnósticos da osteoartrose de joelhos propostos pela *American College of Rheumatology*

CLÍNICO E LABORATORIAL	CLÍNICO E RADIOLOGICO	CLÍNICO
<p>Dor no joelho e pelo menos 5 de 9 itens abaixo:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Idade &gt; 50 anos</li> <li>• Rigidez &lt; 30 minutos</li> <li>• Crepitação</li> <li>• Dor à palpação da estrutura óssea</li> <li>• Alargamento da estrutura óssea</li> <li>• Calor não palpável</li> <li>• Taxa de sedimentação de eritrócitos &lt; 40mm/h</li> <li>• Fator reumatoide &lt; 1:40</li> <li>• Alterações do líquido sinovial <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Viscosidade</li> <li>○ Células brancas &lt; 2000/mm<sup>3</sup></li> </ul> </li> </ul> <p>92% Sensibilidade 75% Especificidade</p>	<p>Dor no joelho e pelo menos 1 de 3 itens abaixo:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Idade &gt; 50 anos</li> <li>• Rigidez &lt; 30 minutos</li> <li>• Crepitação e Osteófitos</li> </ul> <p>91% Sensibilidade 86% Especificidade</p>	<p>Dor no joelho e pelo menos 3 de 6 itens abaixo:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Idade &gt; 50 anos</li> <li>• Rigidez &lt; 30 minutos</li> <li>• Crepitação</li> <li>• Dor à palpação da estrutura óssea</li> <li>• Alargamento da estrutura óssea</li> <li>• Calor não palpável</li> </ul> <p>95% Sensibilidade 69% Especificidade</p>

Informações adicionais acerca da clínica dos participantes são tradicionalmente apresentadas na forma de dados demográficos, incluindo idade, peso, altura, Índice de Massa Corporal (IMC) e gênero. As características funcionais são quantificadas através de questionários específicos, dentre os quais destacam-se o *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index* (WOMAC), o *International Knee Documentation Committee* (IKDC) e o questionário Lysholm. Todos já traduzidos e validados para a utilização em pesquisas clínicas no Brasil. Em um estudo recente, Metsavaht et al (2011) realizaram a comparação entre tais instrumentos para eleger o mais adequado para investigações envolvendo OA em joelhos. Os escores dos questionários foram comparados ao componente físico do *Short Form Health Survey – 36* (SF-36), considerado padrão ouro internacional em

medidas de qualidade de vida. Os resultados mostraram que o WOMAC foi mais adequado para avaliar as incapacidades funcionais relacionadas aos aspectos físicos, enquanto o IKDC teve melhor desempenho quando utilizado para avaliar as limitações funcionais relacionadas à dor.

Tabela 2.3: Critérios radiológicos de classificação do joelho com osteoartrose segundo Kellgren & Lawrence.

Grau de severidade	Características
Grau 0	Normal
Grau 1	Estreitamento do espaço articular duvidoso e possível osteófitos na borda
Grau 2	Possível estreitamento do espaço articular e osteófitos definidos
Grau 3	Definido estreitamento do espaço articular, múltiplos osteófitos moderados, alguma esclerose subcondral e possível deformidade do contorno ósseo
Grau 4	Notável estreitamento do espaço articular, severa esclerose subcondral, definida deformidade do contorno ósseo e presença de grandes osteófitos.

Após as etapas de classificação, caracterização e alocação dos participantes em grupos específicos referentes ao grau de severidade da patologia, os procedimentos de análise biomecânica da marcha podem ser iniciados. Os experimentos envolvem principalmente a medição de parâmetros em caminhada plana, embora outros tipos de tarefas motoras, tais como subir ou descer escadas também sejam descritos na literatura.

A maior parte das pesquisas no campo da OA de joelhos envolvem geralmente dois objetivos distintos: comparação de parâmetros de indivíduos assintomáticos e indivíduos portadores de diferentes graus de severidade da doença, ou ainda a comparação entre indivíduos apresentando diferentes níveis de estadiamento.



Os resultados discutidos a seguir são decorrentes da revisão do estado da arte acerca dos principais aspectos cinemáticos do joelho acometido pela OA durante a caminhada plana, avaliados através de sistemas optoeletrônicos de análise da marcha, considerados a instrumentação de referência em tais investigações. A pesquisa foi conduzida em bases de dados clínicas, a saber: Pubmed ([www.pubmed.org](http://www.pubmed.org)), ScienceDirect ([www.sciencedirect.com.br](http://www.sciencedirect.com.br)) e Bireme ([www.bireme.org](http://www.bireme.org)). A escolha por tais bases de dados foi determinada pela ênfase na interpretação clínica dos resultados. Para a seleção e extração dos artigos de interesse, foram utilizadas sistematicamente as seguintes palavras-chave, em inglês: *gait, biomechanics, gait parameters, kinematic analysis, gait variability, clinical gait analysis, gait biomechanics*. Todos esses termos foram utilizados em combinação com *knee osteoarthritis* para identificar os trabalhos diretamente relacionados com a OA de joelhos. Foram selecionados artigos que reportaram dados cinemáticos a partir do ano 2000, de modo a caracterizar os principais avanços nesse campo no decorrer da última década. Foram excluídos da análise os artigos que investigaram as características da OA após procedimentos cirúrgicos, traumas ligamentares ou fraturas, e ainda artigos sobre a biomecânica de OA de joelhos em indivíduos portadores de sequelas neurológicas ou deformidades congênicas do sistema musculoesquelético. Tais critérios foram estipulados para identificar as principais características envolvidas na etiologia das formas insidiosas da doença.

Em comparação com indivíduos saudáveis, os resultados acerca dos parâmetros cinemáticos do joelho são, de maneira geral, conflitantes. As principais características observadas em indivíduos com OA incluem:

- Diminuição e atraso do pico de flexão na fase de oscilação (KAUFMAN et al, 2001; ASTEPHEN et al, 2008),
- Aumento da flexão na fase de apoio inicial (LEWEK et al, 2006; NAGANO et al, 2012),
- Menor translação no plano frontal (LEWEK et al, 2006; NAGANO et al, 2011),
- Redução da amplitude total do joelho no plano sagital (ASTEPHEN E DELUZIO, 2005; DELUZIO E ASTEPHEN, 2007; ASTEPHEN et al, 2008; ZENI e HIGGINSON, 2010a; KISS, 2011; KRAUSS et al, 2012),
- Redução da extensão na subfase de apoio terminal (ASTEPHEN, 2008);

- Aumento da rigidez articular durante a subfase de recepção de carga (LEWEK et al, 2006; ZENI e HIGGINSON, 2010b) e
- Redução na velocidade da marcha (DELUZIO E ASTEPHEN, 2007; ASTEPHEN, 2008; FOROUGHİ et al, 2009; KISS, 2011; KRAUSS et al, 2012; HEIJINK et al, 2012).

A falta de concordância de certos parâmetros cinemáticos entre os estudos, especialmente em trabalhos mais antigos, pode estar relacionada com a insuficiência de critérios metodológicos adequados, uma vez que muitos não empregaram métodos de classificação dos participantes, ou ainda às diferenças entre as técnicas estatísticas aplicadas, reforçando a importância que o delineamento metodológico representa para a interpretação dos achados.

As medidas completas da dinâmica da locomoção ao longo do ciclo geram centenas de variáveis distintas, embora a dimensão fundamental da marcha seja muito menor (DELUZIO et al, 1997). Métodos de estatística multivariada, especialmente a Análise de Componentes Principais (PCA) têm sido cada vez mais empregados para a obtenção de medidas mais objetivas e robustas, pautados sobre as seguintes características: 1) A redução dos dados é baseada sobre características extraídas pela técnica de análise; 2) São considerados os dados de todo o ciclo da marcha; 3) A técnica resulta em um conjunto compacto de características não correlacionadas, que explicam o máximo de variação dos dados originais (DELUZIO E ASTEPHEN, 2007). Em contraste, certos estudos utilizam metodologia mais simples de redução de dados baseada na seleção subjetiva de parâmetros a partir das formas de onda observadas. Tal abordagem é conhecida como Análise Discreta (AD) e ganhou popularidade principalmente pela simplicidade de interpretação. Os parâmetros frequentemente extraídos na AD são valores máximos (picos), magnitudes em eventos específicos do ciclo e tempos correspondentes (ROBBINS et al, 2013). A subjetividade na seleção dos parâmetros de interesse e a alta correlação entre tais características são as principais críticas ao método, o qual tem sido utilizado preferencialmente em análises unidimensionais do ciclo (DELUZIO E ASTEPHEN, 2007; ORNETTI et al, 2010).

A confiabilidade das medidas de ambos os métodos foi recentemente investigada por Robbins et al (2013), cujos resultados apontaram que a confiabilidade teste/re-

teste dos parâmetros AD e PCA variaram entre 0,57-0,93 e 0,52-0,86, respectivamente. Entretanto, os autores recomendam cautela quanto à avaliação das magnitudes dos ângulos de rotação e adução e as magnitudes dos momentos de rotação nas subfases de apoio inicial e médio, devido ao baixo coeficiente de correlação intra-classe observado. A subfase de apoio inicial (resposta de carga) tem sido apontada por vários autores como a etapa de maior distinção entre indivíduos com OA de joelhos e controles assintomáticos, especialmente considerando as variáveis cinéticas (ASTEPHEN E DELUZIO, 2005; DELUZIO E ASTEPHEN, 2007; ASTEPHEN, 2008; KISS, 2011; HEIJINK et al, 2012). Os achados de Robbins et al (2013), entretanto, sugerem que essas informações são examinador-dependente e a sua generalização deve ser interpretada com cuidado.

Contudo, independente da abordagem estatística utilizada, os resultados gerais dos estudos avaliados sugerem que pacientes com OA de joelhos, em comparação com sujeitos assintomáticos, tendem a caminhar mais lentamente, com menor flexão após o toque do calcanhar e com menor amplitude de movimento do joelho ao longo do ciclo. Tais características são mais proeminentes nos estágios avançados da doença e podem estar relacionadas com modificações da arquitetura articular, devido ao processo degenerativo, adaptações do paciente para redução dos níveis de intensidade da dor e ao excesso de carga no joelho sintomático (HEIJINK et al, 2012).

Esses padrões parecem ser similares quando comparados indivíduos com diferentes graus de severidade da doença. Os resultados da avaliação dos artigos indicam que os parâmetros cinemáticos não são alterados quando comparados indivíduos com OA leve e moderada (KO et al, 2011a). As principais diferenças surgem quando comparados indivíduos portadores das formas moderada e severa. Nessa comparação, os indivíduos com OA severa apresentam menor amplitude de flexão do joelho em ambas as fases de apoio e oscilação (ASTEPHEN et al, 2008; ZENI e HIGGINSON, 2010a; WILSON et al, 2012) e menor da velocidade da marcha (KISS et al, 2011).

A maior parte dos estudos analisados investigaram grupos sintomáticos que incluíam diferentes proporções de homens e mulheres. Recentes evidências, entretanto, têm apontado diferenças significativas relativas ao gênero dos

participantes, que pode comprometer a confiabilidade dos resultados gerais até então apresentados. Kaufman et al (2001) relataram que a marcha das participantes do sexo feminino apresentaram maior amplitude de flexão de joelho e magnitude do momento extensor na fase de apoio inicial. Ko et al (2010) observaram que mulheres com OA de joelhos apresentaram maior IMC, menor velocidade de marcha e maior trabalho mecânico de absorção no plano frontal do que mulheres assintomáticas, e tais diferenças não foram observadas no grupo masculino. Sims et al (2009) compararam as diferenças entre a cinética e cinemática de 26 mulheres e 30 homens, e observou que as mulheres apresentaram maior frequência de passadas e menor momento de adução na fase de apoio inicial. As características da marcha feminina foram associadas com o IMC, dor e incapacidade funcional, ao passo que a variabilidade da marcha masculina foi significativamente associada à idade e incapacidade funcional dos participantes. Kiss et al (2011b) reportaram que a variabilidade de parâmetros espaço-temporais foi menor em homens, ao passo que as mulheres apresentaram menor variabilidade de parâmetros angulares. Tais achados foram consistentes ao longo de diferentes graus de severidade da OA.

Os diferentes resultados reportados pelos estudos descritos indicam que o gênero dos participantes é um fator de confusão importante a ser considerado em estudos futuros envolvendo a análise biomecânica do joelho. A compreensão das diferenças específicas entre homens e mulheres quanto às adaptações da marcha na presença da OA pode contribuir para elaborar estratégias mais apropriadas para o diagnóstico precoce e estratégias de reabilitação mais específicas

Outro potencial fator de confundimento recentemente questionado na literatura é a velocidade da marcha dos participantes durante os experimentos. A maioria dos estudos realiza a aquisição dos dados da marcha com os participantes caminhando em velocidade auto-selecionada, na tentativa de captar a mecânica natural do joelho. Contudo, outros investigadores optam por controlar esse parâmetro ao utilizar velocidades pré-determinadas durante os testes, ao passo que outros optam ainda por fazer um controle estatístico, utilizando análise multivariada de covariância (ANCOVA), definindo a velocidade como covariável (WILSON, 2012).

Poucos estudos no campo da OA de joelhos consideraram a velocidade como potencial fator de confundimento e, portanto, os principais parâmetros cinemáticos

até então conhecidos também podem ter sofrido influência desse componente. Um exemplo da importância da velocidade em estudos biomecânicos da marcha foi demonstrado no trabalho de Zeni e Higginson (2010a). Nesse estudo, quando a análise de covariância foi realizada considerando a velocidade como covariável, todas as diferenças entre os parâmetros biomecânicos cinéticos e cinemáticos desapareceram, exceto a menor amplitude de flexão observada em participantes com OA severa. Tais resultados foram corroborados pelos achados recentes de Kiss et al (2011) e sugerem que a maior parte das características que diferem sujeitos saudáveis e sintomáticos podem ter ocorrido, em boa parte, pelo simples fato de que um grupo consegue desenvolver uma velocidade de marcha superior ao outro.

Tais resultados foram criticamente discutidos em uma recente revisão realizada por Wilson (2012), na qual a autora argumenta que o método ANCOVA não é apropriado para investigar os padrões de marcha da OA de joelhos, uma vez que pré-requisitos críticos do modelo estatístico são violados, tornando o método impreciso. Ainda nesse texto, a autora conclui debatendo sobre o controle pré-determinado da velocidade durante os experimentos, que embora seja útil para responder algumas questões, não permite a extrapolação dos resultados para a população geral, comprometendo a avaliação do ambiente natural da articulação no qual a doença se desenvolveu.

Nenhum dos estudos avaliados apresentou controles simultâneos dos fatores de confusão relativos ao gênero e velocidade, de modo que os resultados gerais apresentados anteriormente devem ser extrapolados com cautela para a prática clínica e em comparações de futuros estudos, nos quais esses fatores estejam sob controle.

Em conclusão, os resultados da revisão do estado da arte sugerem que a caracterização completa do comportamento biomecânico do joelho acometido pela OA ainda é um campo aberto de pesquisas devido, principalmente, ao descontrole de inúmeros parâmetros metodológicos fundamentais nos estudos avaliados. Futuras investigações devem ser criteriosas no delineamento de tais aspectos, especialmente as etapas de seleção, caracterização e classificação da amostra, utilização de instrumentação adequada, controle da velocidade de testes, seleção

cuidadosa do método estatístico de análise e a interpretação clínica dos achados, de modo a reportarem informações mais robustas e confiáveis.

### 3. TECNOLOGIAS DE APOIO À MOBILIDADE HUMANA

O panorama epidemiológico de envelhecimento populacional, discutido nos capítulos anteriores, aponta para a necessidade de desenvolvimento de estratégias de prevenção e tratamento que permitam a manutenção de níveis ótimos de qualidade de vida dos idosos. Nesse contexto, muitos problemas de saúde comuns nesse grupo populacional, em especial os distúrbios neurológicos, fraturas, doenças cardiovasculares e respiratórias, compartilham uma consequência em comum e por vezes incapacitante: os distúrbios de mobilidade.

A mobilidade é geralmente compreendida como a capacidade do indivíduo em se locomover livremente pelo ambiente domiciliar ou externo, estando relacionada com a habilidade em realizar tarefas pessoais diárias com desenvoltura (WINTER, 2009). Entretanto, novas evidências revelam que as restrições de mobilidade podem estar associadas a distúrbios cognitivos de diferentes graus de severidade, com impacto devastador sobre a qualidade de vida dos idosos acometidos (BUCHMAN et al., 2011).

Essa questão tem ganhado importância dentro do âmbito do envelhecimento saudável, sendo que pesquisas recentes têm apontado correlações positivas entre independência funcional e melhora da qualidade de vida. Tais evidências ainda sugerem que custos adicionais relacionados a medicamentos, internações e reabilitação desses indivíduos podem ser significativamente reduzidos com o desenvolvimento de estratégias para a prevenção do imobilismo e dos distúrbios da marcha (ROGERS E WILDER., 2008; ABRAMSON E ATTUR, 2009).

Embora diferentes sistemas de classificação e caracterização clínica dos distúrbios da marcha tenham sido desenvolvidos, apenas pequena parcela de tais condições pode ser revertida com tratamentos cirúrgicos ou reabilitação. Como alternativa terapêutica, dispositivos de assistência à mobilidade são geralmente prescritos para promover a compensação funcional necessária para interromper o avanço da

incapacidade e melhorar de alguma forma a qualidade de vida geral dos pacientes (VAN HOOK et al., 2003)

A seleção adequada dos dispositivos auxiliares de locomoção envolvem a análise e interpretação criteriosa das diferentes características clínicas, que, em conjunto, constituem a capacidade motora residual do paciente. Tais características incluem, principalmente, a função cognitiva, a visão, função vestibular, força muscular do tronco e membros superiores, condicionamento físico geral, avaliação estrutural das articulações dos membros inferiores e o ambiente em que o indivíduo vive e interage. Distúrbios importantes em quaisquer uma dessas funções podem tornar impossível a utilização segura de um dispositivo de assistência à marcha (LAM, 2007).

Com base na severidade da restrição de mobilidade, podemos classificar os pacientes em dois grupos funcionais distintos (FRIZERA et al., 2008):

1. Indivíduos com perda total da capacidade de locomoção;
2. Indivíduos com perda parcial da mobilidade, apresentando diferentes níveis de capacidade motora residual.

No primeiro caso, os indivíduos acometidos perderam completamente a capacidade de locomover por si mesmos, estando em risco elevado de confinamento ao leito. Podemos incluir nesse grupo os pacientes com lesão medular completa, condições neurodegenerativas avançadas, osteoartrose severa de membros inferiores, fraturas da cabeça femoral, dentre outros. A mobilidade, portanto, passa a ser realizada por meio de tecnologias auxiliares conhecidas por Dispositivos Alternativos (DA) ou seja, sem o suporte de tais equipamentos, a tarefa de se locomover torna-se impossível, mesmo por pequenos espaços (CERES et al., 2004).

Os DAs constituem um vasto campo de pesquisas, cuja revisão detalhada está fora do escopo desse trabalho. Entretanto, dentre os principais dispositivos que compõem esse grupo podemos citar a cadeira de rodas convencional, a cadeira de rodas robótica e veículos especiais, incluindo dispositivos com possibilidade de assistência à bipedestação (Figura 3.1).



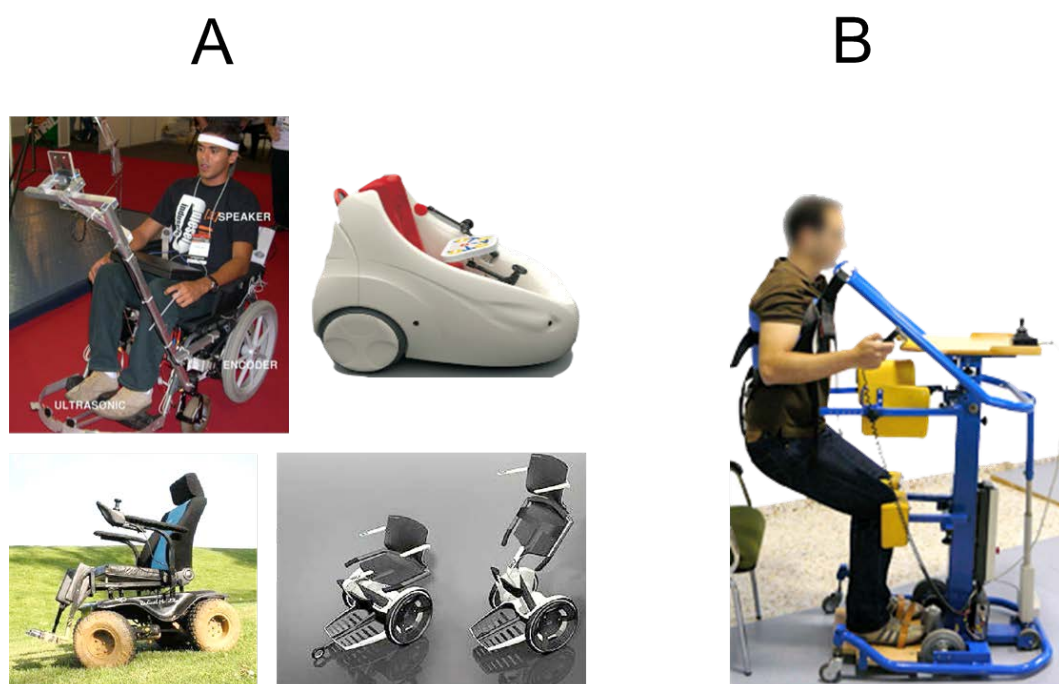


Figura 3.1: Exemplos de dispositivos alternativos de assistência à mobilidade. A) Cadeira de rodas robóticas e veículos especiais; B) Dispositivo de bipedestação (LAZARIM)

Fica evidente, entretanto, que a mobilidade fornecida pelos DAs é um meio não-natural de locomoção, uma vez que os indivíduos acometidos não possuem capacidade motora residual suficiente para iniciar e realizar o movimento. Todavia, o uso contínuo de tais dispositivos não previne o impacto deletério do imobilismo sobre a estrutura corporal do usuário, podendo acarretar problemas relacionados à perda de massa óssea, distúrbios circulatórios, úlceras de pressão e distúrbios fisiológicos diversos (digestivo, respiratório, renal e urinário) (GROSS, 2010). Dessa forma, o acompanhamento médico e os programas de reabilitação regulares são indispensáveis para a manutenção da qualidade de vida desses indivíduos (KLOOS et al., 2012).

O segundo grupo funcional é composto por indivíduos que, independente da condição patológica presente, possui algum grau de capacidade motora residual que pode ser potencializado através da utilização de algum instrumento auxiliar de assistência à marcha. Os dispositivos utilizados para tal finalidade são conhecidos como Dispositivos Aumentativos (DAU) (FRIZERA et al., 2008).

Como já apontado anteriormente, os pacientes que se enquadram neste grupo funcional apresentam diferentes níveis de capacidade motora residual, os quais impõem grande versatilidade aos DAUs, na tentativa de se adaptarem, o mais precisamente possível, às limitações individuais de cada usuário. Dessa forma, a prescrição adequada do dispositivo deve ser pautada em um exame clínico cuidadoso, que explore todo o potencial motor residual do paciente (ELIAS et al, 2011). Dentre os principais conjuntos de dispositivos aumentativos, podemos destacar as tecnologias portáteis (ou vestíveis), representados principalmente pelos diversos modelos de próteses, órteses e versões modernas de exoesqueletos robóticos. Novamente, a revisão de tais elementos não será contemplada nesse texto, mas informações detalhadas podem ser obtidas no trabalho de Pons et al. (2008).

Outros grupos de DAUs, denominados dispositivos externos, constituem o interesse principal desta revisão e serão explorados com maiores detalhes no decorrer deste capítulo. Os principais elementos que compõem esse conjunto são as bengalas, as muletas e os andadores, além de todo o universo de variações desses modelos disponíveis no mercado e na literatura científica.

A bengala convencional é o tipo mais simples de DAU, utilizada para aumentar a base de suporte dos usuários e melhorar o equilíbrio durante a marcha. Tradicionalmente, esses dispositivos são prescritos para indivíduos que não requerem auxílio a suporte de carga e precisam de assistência apenas para compensar déficits proprioceptivos. Entretanto, já existem *designs* modernos de bengalas que também permitem o suporte de carga unilateral, como é o caso das bengalas de quatro apoios (*quad-cane*), recomendadas para suporte de carga em posturas estáticas, e dos semi-andadores, os quais, segundo Van Hook et al. (2003), são recomendados para indivíduos que requerem suporte de peso unilateral contínuo, utilizando apenas um membro superior como apoio (Figura 3.2).

As muletas compõem outra categoria de DAU bem conhecida. São também utilizadas para aumentar a base de suporte do usuário, melhorando sua estabilidade lateral. Em contraste com as bengalas, as muletas são geralmente utilizadas para suporte de carga total, principalmente em situações onde o apoio de um dos membros inferiores é contraindicado, como por exemplo nas fases iniciais de

reabilitação de fraturas da cabeça femoral (POTTER E WALLACE, 1990). Nessa categoria, podemos destacar dois modelos principais de ampla utilização na prática clínica: a muleta de apoio axilar e a canadense de apoio no antebraço.

As muletas de apoio axilar são as versões mais comuns, indicadas para indivíduos que apresentam restrição temporária da mobilidade e que requerem suporte total de carga para se locomoverem. Embora seja um dispositivo de baixo custo, seu uso requer que o paciente consiga desenvolver uma base ampla durante a marcha e ainda possua força considerável de membros superiores para conseguir sustentar o peso corporal em ortostase (GINANNESCHI et al., 2009). O uso prolongado desse tipo de muletas é um fator de risco para o surgimento e perpetuação de dores crônicas nos ombros (WESTERHOF et al., 2012) e podem estar diretamente relacionadas com síndromes compressivas da artéria axilar (MCFALL et al., 2003), do plexo braquial (POTTER E WALLACE, 1990) ou ainda do nervo ulnar ao nível do canal de Guyon (GINANNESCHI et al., 2009).

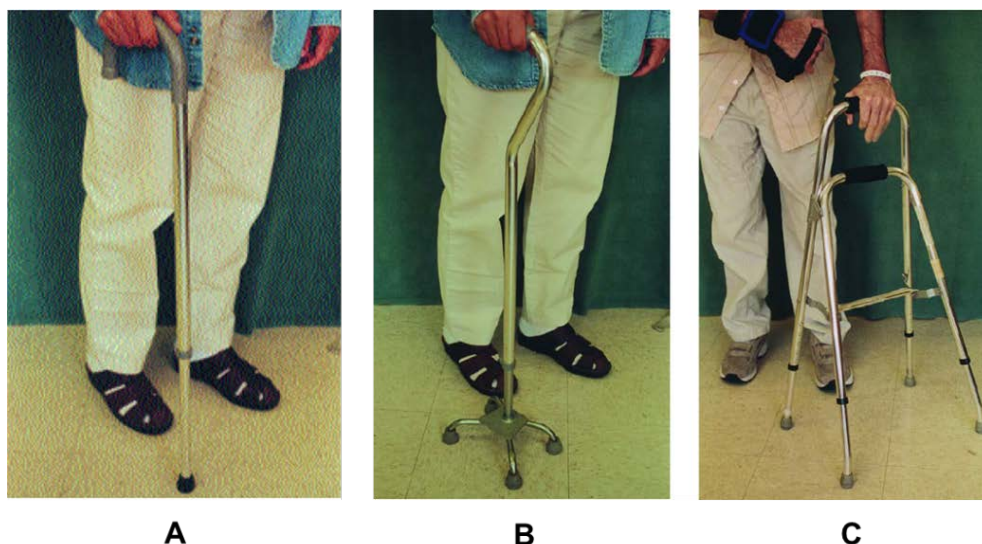


Figura 3.2: Exemplos de modelos de bengalas. A) bengala padrão de alumínio, com altura ajustável; B) Bengala de quatro patas (*Quad-cane*); C) Semi andador. FONTE: VAN HOOK et al., 2003.

As muletas canadenses, ou *Loftstrand*, diferem das axilares por apresentarem apoio nos antebraços do usuário, permitindo o apoio bilateral dos membros superiores com ocasional suporte de carga (Figura 3.3). São indicadas para pacientes mais

ativos e independentes, cuja condição clínica admita apoio parcial dos membros inferiores e o desenvolvimento de padrões de marcha mais naturais (VAN HOOK et al., 2003). Nesses modelos, o risco de quedas deve ser levado em consideração no ato da prescrição e há relatos na literatura, embora raros, acerca da ocorrência de fraturas por estresse da diáfise ulnar devido à compressão excessiva da estrutura óssea, em casos em que o paciente não apresentava condições de suporte parcial dos membros inferiores (VENKATANARASIMBA et al., 2009).

Os andadores, por sua vez, formam a terceira e última categoria dos DAUs externos. Apresentam a maior base de suporte dentre os dispositivos descritos até então e, portanto, têm sido recomendados para compensação funcional de pacientes com alterações importantes da propriocepção, do equilíbrio e da força muscular dos membros inferiores. A ampla base de apoio é estável o suficiente para suportar o peso corporal do indivíduo, permitindo que a locomoção se desenvolva com maior segurança (LAM, 2007).

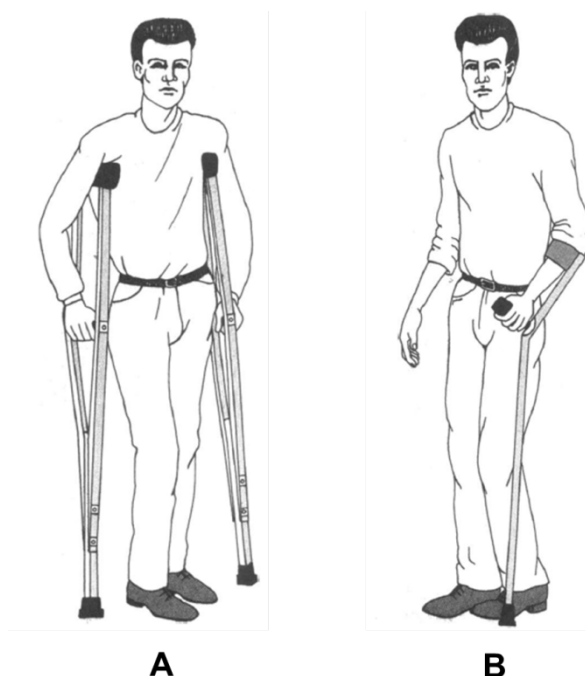


Figura 3.3: Modelos de muletas para assistência à marcha. A) Muletas de apoio axilar; B) Muleta de apoio no antebraço. FONTE: POTTER e WALLACE, 1990.

Existem três modelos principais de andadores (Figura 3.4). O andador convencional é o mais comum, composto por uma grade rígida com quatro pontos de apoio que devem entrar em contato simultaneamente com o solo durante a marcha assistida. É o modelo mais estável, mas exige um padrão de locomoção lento e controlado, uma vez que o usuário deve levantar totalmente o dispositivo do chão e deslocá-lo adiante, para só depois dar um passo à frente (LAM et al., 2007).

As principais críticas quanto à utilização dos andadores convencionais advêm de evidências que mostram que a força exercida pelos membros superiores é elevada durante a marcha assistida, porém de menor intensidade se comparado com a marcha com muletas (BACHSCHMIDT et al., 2001; HAUBERT et al., 2006). O padrão de marcha imposto pelo dispositivo aumenta em até 217% o gasto energético do usuário durante a caminhada, em comparação com a marcha livre e assistida por andadores de duas ou quatro rodas. Tal achado contraindica absolutamente a prescrição do modelo convencional para pacientes com distúrbios metabólicos, cardíacos ou respiratórios (PRIEBE et al., 2011).

Pacientes com distúrbios cognitivos também não estão entre os potenciais usuários desses modelos, uma vez que Wright e Kemp (1992) reportaram que a marcha assistida por tais dispositivos requer elevado índice de atenção quando comparado com bengalas ou outros modelos de andadores. De acordo com os autores, o déficit de atenção pode aumentar significativamente o risco de quedas nesses pacientes.

Com base nos efeitos adversos apresentados, fica evidente que a utilização da versão convencional, embora de baixo custo, pode representar riscos indesejáveis ao paciente em diversos cenários clínicos. Para contornar esse problema, outros modelos de andadores foram desenvolvidos para facilitar o processo de locomoção.

Os andadores de duas rodas são constituídos por uma arquitetura similar aos modelos convencionais, com a particularidade de apresentarem duas rodas nos apoios anteriores (*Front-wheeled walkers*) (Figura 3.4B). São indicados para pacientes mais ágeis ou que tenham dificuldades em levantar o andador convencional (VAN HOOK et al., 2003; LAM, 2007). Adicionalmente, as rodas permitem que o usuário desenvolva padrões de marcha mais próximos da

normalidade ao custo de menor estabilidade dinâmica e aumento do gasto energético, 84% maior em comparação com a marcha livre (PRIEBE et al., 2011).

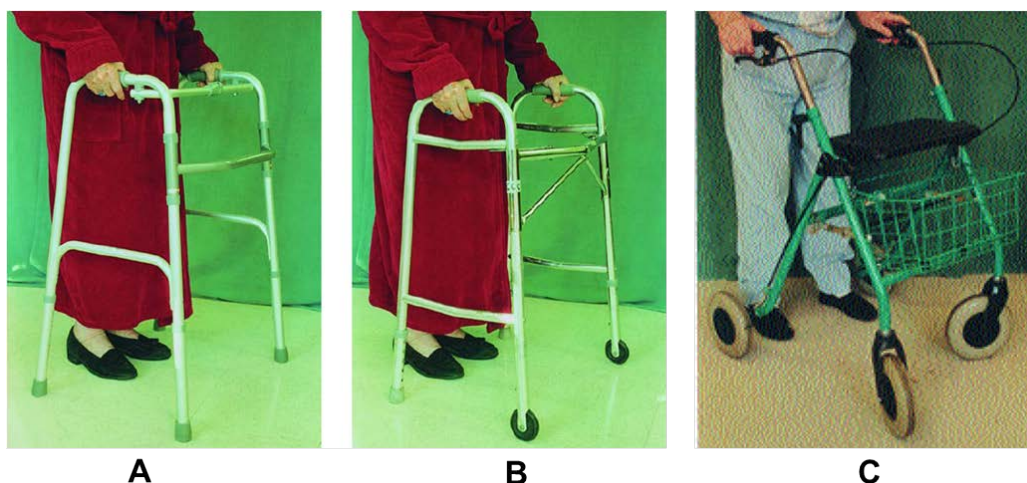


FIGURA 3.4: Diferentes modelos de andadores. A) Andador convencional de quatro patas; B) Andador com duas rodas frontais; C) Andador de quatro rodas (rolador). FONTE: VAN HOOK et al., 2003.

A evolução dos modelos de duas rodas deu origem a versões mais versáteis de quatro rodas, conhecidos como “Roladores” (Figura 3.4C). São modelos mais ágeis, que possibilitam o desenvolvimento de padrões de marcha bem próximos ao natural e com menor custo energético na comparação com os outros andadores apresentados, mas ainda 70% maior do que a marcha livre (PRIEBE et al, 2011). Em contrapartida, são os modelos que apresentam menor estabilidade estática, uma vez que a descarga total do peso corporal do paciente pode deslocar o andador adiante e facilitar quedas. Na prática, são indicados para pacientes que requerem ampla base de suporte sem a necessidade de suporte de carga contínuo. A arquitetura desses modelos permite grande variedade de adaptações, que incluem sistema de freios nas manoplas de controle (que corrigem o problema da instabilidade estática), rodas maiores, grades mais robustas (para pacientes mais pesados ou que necessitam de maior suporte de carga), bancos para sentar, dentre outros (VAN HOOK et al., 2003).

No campo das tecnologias robóticas de assistência à marcha, existem diversos estudos e projetos referentes a versões avançadas de andadores, bengalas e demais dispositivos auxiliares. Dentre esses, os projetos mais desenvolvidos durante os últimos anos são as versões robóticas de andadores, conhecidas como “andadores inteligentes” (FRIZERA et al, 2008). Esses dispositivos são capazes de fornecer assistência em diferentes níveis funcionais, com alto grau de adaptabilidade às necessidades individuais do usuário (ELIAS et al, 2011). No decorrer deste trabalho, as versões de andadores não instrumentados serão classificados como convencionais, independentes do modelo, ao passo que as versões que incluem inovações tecnológicas serão denominados *smart walkers*, andadores inteligentes ou ainda andadores robóticos.

Nesta seção, apresentamos uma revisão dos principais dispositivos de assistência à mobilidade humana, destacando as principais vantagens e desvantagens. Uma visão geral dos dispositivos discutidos nesta seção introdutória está disposta na Figura 3.5 na forma de hierarquia funcional.

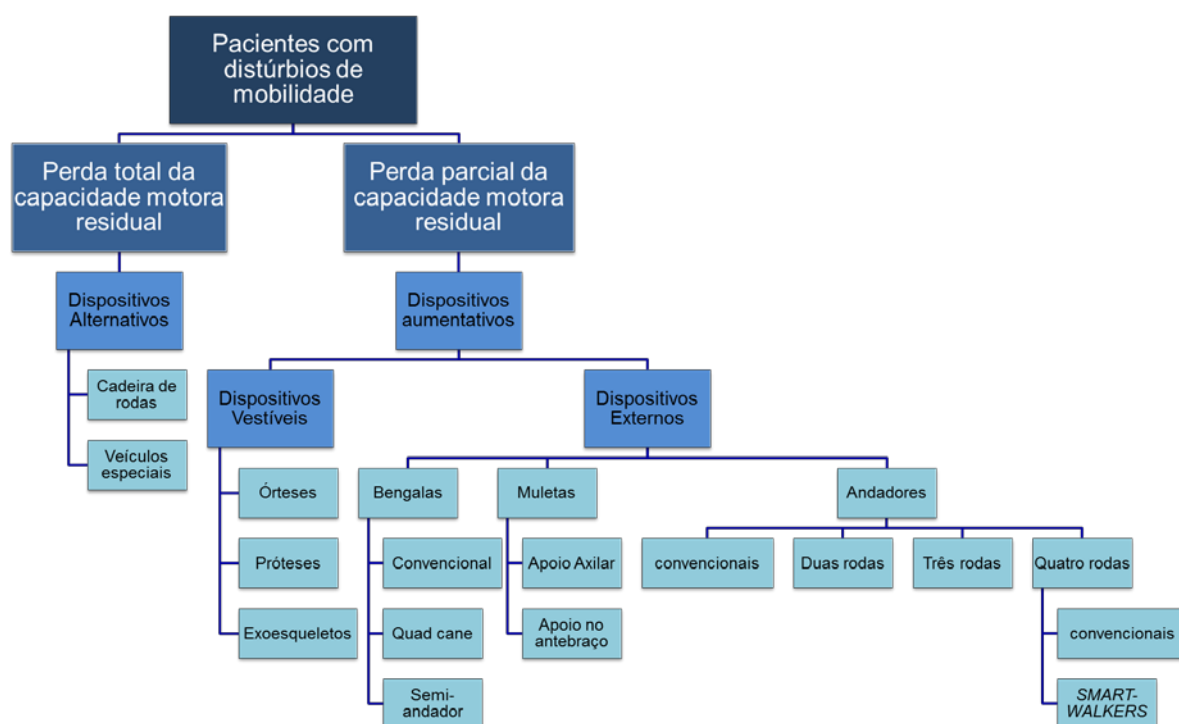


Figura 3.5: Organização funcional dos dispositivos de assistência á mobilidade humana



### **3.1 – Revisão e classificação funcional dos andadores robóticos**

Esta seção é dedicada à revisão do estado da arte acerca dos recursos tecnológicos disponíveis nos diversos modelos de andadores inteligentes disponíveis na literatura científica. O objetivo é identificar e classificar os principais recursos utilizados em tais sistemas, de forma a facilitar a seleção das tecnologias mais adequadas para a construção de um modelo de andador voltado para fins de reabilitação e compensação funcional, o “Andador UFES”, que será apresentado ao final deste capítulo.

#### **3.1.1 – Estabilidade e suporte ao movimento**

Existem dois métodos principais de assistência ao movimento que podem ser providos pelos andadores robóticos: as formas passivas e ativas (HIRATA et al. 2004; YU et al., 2010).

Em dispositivos passivos, o usuário é o responsável pela força motora do equipamento, os quais tendem a ser mais leves e de fácil montagem. Esses sistemas mantêm a versatilidade característica dos andadores inteligentes, permitindo a instalação de mecanismos adicionais de segurança, tais como identificação de obstáculos e sistema de frenagem de emergência (MACNAMARA e LACEY, 2000; HIRATA et al., 2006a). Versões passivas são recomendadas para pacientes que apresentam níveis satisfatórios de controle postural e que necessitam de suporte de carga externo para se locomoverem, podendo ser úteis em fases tardias de programas de reabilitação ou ainda para promover a compensação funcional adequada em ambientes domiciliares (HIRATA et al., 2006b).



Andadores cuja força propulsora é provida por motores são classificados como ativos. São capazes de se deslocarem automaticamente por diferentes ambientes e fornecem maior controle de parâmetros de marcha assistida, como velocidade e direção. Tais modelos são úteis na hora de subir ou descer planos inclinados, uma vez que o usuário pode controlar a velocidade e o suporte necessário para realizar a tarefa com segurança (YU et al., 2010). Andadores ativos podem ser indicados para pacientes que requerem suporte de carga contínuo durante a marcha, especialmente idosos muito frágeis, pacientes em fases iniciais de cirurgias ortopédicas ou cardiovasculares e ainda indivíduos apresentando condições neurodegenerativas (Figura 3.6). Entretanto, a construção das versões ativas é mais complexa dos que os modelos passivos, devido à necessidade de componentes eletrônicos adicionais para as estratégias de controle, podendo refletir em aumento substancial dos custos de produção (HIRATA et al., 2006b).

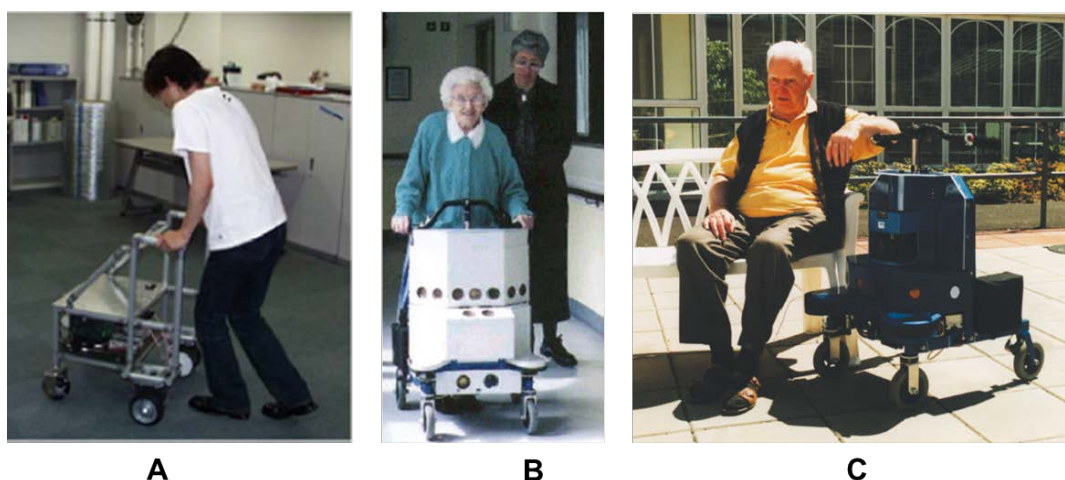


Figura 3.6: Modelos de andadores robóticos com diferentes sistemas de propulsão. A) Sistema passivo RT-WALKER; B) e C) Andador ativo GUIDO, versão de 1999. FONTES: HIRATA et al., 2006b; LACEY e RODRIGUEZ-LOSADA, 2008.

Outros modelos de andadores inteligentes foram desenvolvidos de forma a permitir a coexistência de ambos os tipos de suporte motor. Esses sistemas híbridos são especialmente interessantes para fins de reabilitação, uma vez que possibilitam progressões controladas do tratamento, desde fases iniciais, onde o controle ativo é necessário para o suporte de carga e controle da locomoção, até fases tardias

avanzadas, onde o controle passivo pode ser utilizado para treinos proprioceptivos e da marcha (ELIAS et al, 2011).

Além de fornecer suporte à locomoção do usuário, certos andadores robóticos podem ser adaptados para assistir a outras tarefas funcionais, como por exemplo, transferências de sentado para de pé ou vice-versa (RENTSCHELER et al., 2003; CHUGO et al., 2008a; CHUGO et al., 2008b). Tais versões multifuncionais podem ser de grande utilidade em diversos cenários clínicos, em especial os casos em que o paciente precisa recuperar precocemente a postura ortostática, como por exemplo, em casos de reabilitação inicial de cirurgias ortopédicas de membros inferiores, idosos com controle postural deficitário ou fragilidade excessiva e demais casos envolvendo distúrbios neuromusculares (Figura 3.7).



Figura 3.7: Andador ativo multifuncional para assistência a locomoção e transferências da postura de sentado para ortostase. FONTE: CHUGO et al., 2008a

Outros modelos de andadores inteligentes apresentam sensores de força embutidos nas manoplas do dispositivo (MÉDÉRIC et al., 2004). O objetivo de tais componentes é a detecção das intenções de movimento do usuário através da análise dos padrões de força que incidem sobre os sensores. Esses sinais são convertidos em comandos direcionais através de estratégias de filtragem e classificação. Para tanto, os algoritmos de detecção devem ser sensíveis o suficiente para identificar padrões de força irregulares ou involuntários, de forma que estes não participem da geração de comandos motores, aumentando assim a segurança do indivíduo durante a marcha assistida (ABELLANAS et al., 2009). Tal

estratégia, implementada em conjunto com um modelo inovador de suporte de antebraços, foi introduzido no projeto Simbiosis (Figura 3.8), com o objetivo de promover suporte de carga mais seguro, manutenção da postura ortostática e detecção dos padrões de força incidentes nos apoios durante a marcha assistida (FRIZERA NETO et al., 2011; ABELLANAS et al., 2010).

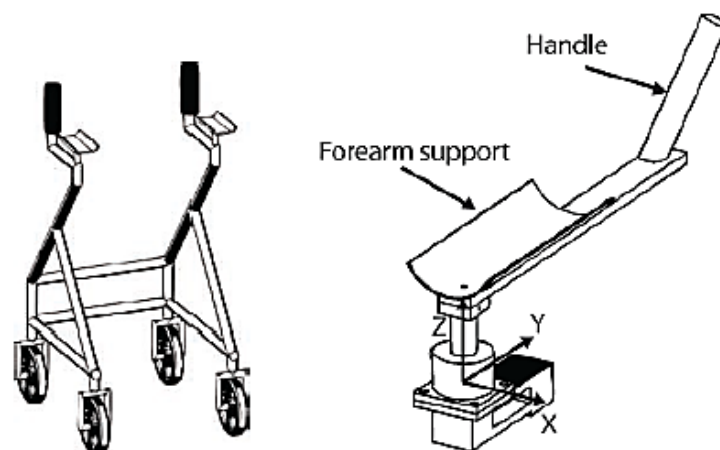


Figura 3.8: Arquitetura conceitual do andador SIMBIOSIS, apresentando detalhes de um dos suportes de antebraço contendo sensores de força 3D. FONTE: ABELLANAS et al., 2010

A detecção de padrões de força dos membros superiores, tanto nas manoplas como em suportes alternativos, podem ser úteis na identificação de anormalidades da marcha, facilitando a seleção das intervenções terapêuticas mais adequadas para resolução do problema (ELIAS et al., 2011).

### 3.1.2 - Componentes de navegação e localização

Dispositivos de assistência à navegação são comumente encontrados em diversos modelos de andadores inteligentes. O principal objetivo da inclusão desses componentes é aumentar a segurança da marcha assistida, uma vez que conseguem detectar e notificar o usuário da presença de obstáculos no percurso.

Em alguns casos, o andador desvia automaticamente do obstáculo, seguindo uma rota alternativa. Esse recurso é especialmente interessante para pessoas com distúrbios visuais e podem atuar em conjunto com sistemas de tração ativa para guiar o paciente de forma segura através de um ambiente específico (LACEY et al., 1998; RODRIGUEZ-LOSADA et al., 2005a).

Essa função pode ser obtida através de duas estratégias distintas. Na primeira, o andador é alimentado previamente com um mapa do ambiente de trabalho, já especificado com todos os obstáculos dispostos. Através do mapa, o andador é capaz de navegar automaticamente através do ambiente, evitando colisões em potencial (RODRIGUEZ-LOSADA et al., 2005b). Embora essa estratégia possa ser útil em ambientes fechados, tais como cenários clínicos ou domiciliares, a modificação da disposição dos obstáculos deve ser acompanhada de uma atualização do mapa do andador.



FIGURA 3.9: Versão comercial do andador GUIDO, com navegação automática baseada em mapa do terreno de teste. Imagens mostrando testes com idosa apresentando deficiência visual grave.  
FONTE: LACEY e RODRIGUEZ-LOSADA, 2008

Na segunda estratégia, o andador reconhece e negocia o desvio dos obstáculos em tempo real, utilizando sensores a laser ou ultrassônicos (SHIM et al., 2005; GRAF, 2009). Essa opção é ideal para ambientes externos ou dinâmicos, especialmente aplicáveis em pacientes mais ativos, embora possa se traduzir em maior custo,

devido a sensores adicionais e maior complexidade eletrônica. Dentre os modelos que utilizam essa tecnologia, podemos citar o andador WAR (Figura 3.10).

Independente da estratégia utilizada, esses recursos podem ajudar o paciente a ganhar maior confiança durante o ato de caminhar, e o treino de marcha pode ser conduzido com maior segurança em ambientes ambulatoriais, hospitalares ou domiciliares.



Figura 3.10: Andador inteligente “WAR”, que apresenta tecnologia para detecção de obstáculos em tempo real. FONTE: SHIM et al, 2005.

Os dispositivos de navegação podem ainda interagir com os usuários através de realimentações visuais ou sonoras, informando a presença de obstáculos ao longo do percurso, sendo particularmente importante em casos de utilização do andador por usuários cegos (RODRIGUEZ-LOSADA et al., 2005a; YU et al., 2010).

Alguns modelos apresentam ainda recursos de localização, que são voltados para usuários com déficit cognitivo, degradação sensorial ou perda de memória, como por exemplos indivíduos portadores da doença de Parkinson ou Alzheimer. Esses recursos incluem localizadores por Sistema de Posicionamento Global (GPS, do inglês *Global Positioning System*), utilizados para acompanhar os pacientes em ambientes externos (LACEY e RODRIGUEZ-LOSADA, 2008)

Versões alternativas de andadores inteligentes são capazes de interagir em ambientes inteligentes, fornecendo opções de direção ao usuário via realimentação visual (Figura 3.11) (KULYUKIN et al., 2008).



FIGURA 3.11: Andador iWALKER, desenvolvido para interagir e navegar em ambientes inteligentes.  
FONTE: KULYUKIN et al., 2008

### 3.1.3 - Monitoramento de biosinais

Além do suporte à mobilidade e da assistência à navegação, certas versões de andadores robóticos apresentam recursos de monitoramento de parâmetros biológicos dos usuários, particularmente interessantes para fins de reabilitação e cuidados gerais de saúde.

Em cenários clínicos, os andadores robóticos podem ser utilizados para coletar múltiplos parâmetros biomecânicos da marcha, como velocidade de movimento, distância total percorrida, identificação e quantificação das fases e subfases da marcha, medição dos padrões de força e torque exercidos nas manoplas ou apoios alternativos, quantificação da aceleração e desaceleração do movimento, dentre diversas outras variáveis relevantes para melhorar a qualidade e precisão de programas de reabilitação voltados para a recuperação da marcha (DUBOWSKY et

al., 2000; ALWAN et al., 2004; CHAN e GREEN, 2008; ZONG et al., 2010; HENRY, 2010).

Alternativamente aos parâmetros biomecânicos e bioelétricos, o monitoramento de sinais fisiológicos adicionais é possível através da instalação de sensores específicos nos andadores, os quais podem ser utilizados para seguimento das comorbidades do usuário. O andador PAMM (Figura 3.12), desenvolvido pelo *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) foi o primeiro a apresentar um sistema de eletrocardiograma embarcado no andador (SPENKO et al, 2006). Outras versões modernas de andadores inteligentes são capazes de monitorar os níveis de oxigenação do sangue por meio de sensores de pletismografia embutidos nas manoplas do dispositivo (ALWAN et al., 2004; CHAN e GREEN, 2008).

Todo esse conjunto de informações coletadas pode ser utilizado para manter um registro das informações clínicas e funcionais do usuário, que podem ser enviados, via um terminal remoto, à equipe de saúde multidisciplinar assistente (DUBOWSKY et al, 2000; SPENKO et al., 2006).



Figura 3.12: Andador robótico PAMM, apresentando sensores de monitoramento de sinais vitais dos usuários. FONTE: DUBOWSKY et al., 2000.

### 3.1.4 - Medidas de segurança

Grande parte das versões de andadores robóticos utilizam modelos baseados na arquitetura dos “Roladores”. Tais modelos, como discutido anteriormente, permitem o desenvolvimento de padrões bem similares aos da marcha livre, ao custo de baixa estabilidade. Dessa maneira, o investimento em medidas confiáveis de segurança ao usuário é imperativo em projetos de andadores inteligentes (ELIAS et al., 2011).

Os modelos disponíveis na literatura apresentam uma variedade de estratégias para prevenção e quedas e melhora da estabilidade dos padrões de marcha do paciente. Os principais recursos associadas com essa função são: frenagem, detecção de movimentos irregulares, compensação da gravidade e monitoramento da distância entre o andador e o usuário.

Estratégias de frenagem de emergência são geralmente implementadas em conjunto com sistemas de navegação inteligente, atuando em resposta à detecção de obstáculos e degraus no ambiente de uso, evitando assim colisões e potenciais quedas do usuário (HIRATA et al., 2006a; HIRATA et al., 2006b; GRAF, 2008). Durante a marcha assistida, sensores nas manoplas ou suportes de antebraço do andador monitoram constantemente os padrões de força dos membros superiores do usuário, e na presença de movimentos aberrantes ou irregulares, esses dispositivos podem ativar mecanismos de frenagem de emergência, uma vez que o comportamento detectado pode indicar desequilíbrio postural com consequente risco de queda. A parada brusca do andador permite que o usuário tenha o suporte necessário para recuperar o equilíbrio e dar seguimento à locomoção (ABELLANAS et al., 2009).

A compensação de gravidade é outra medida de segurança interessante, que permite que o andador reconheça aclives ou declives no terreno, geralmente atuando em conjunto com sistemas de propulsão ativa e navegação inteligente para ajudar o paciente a superar esses tipos de obstáculos (Figura 3.13). Em outras palavras, em casos de aclives, o sistema de propulsão atua para ajudar na subida, ao passo que em declives, o sistema de frenagem atua para reduzir a aceleração do andador, permitindo uma descida suave (HIRATA et al., 2006b).



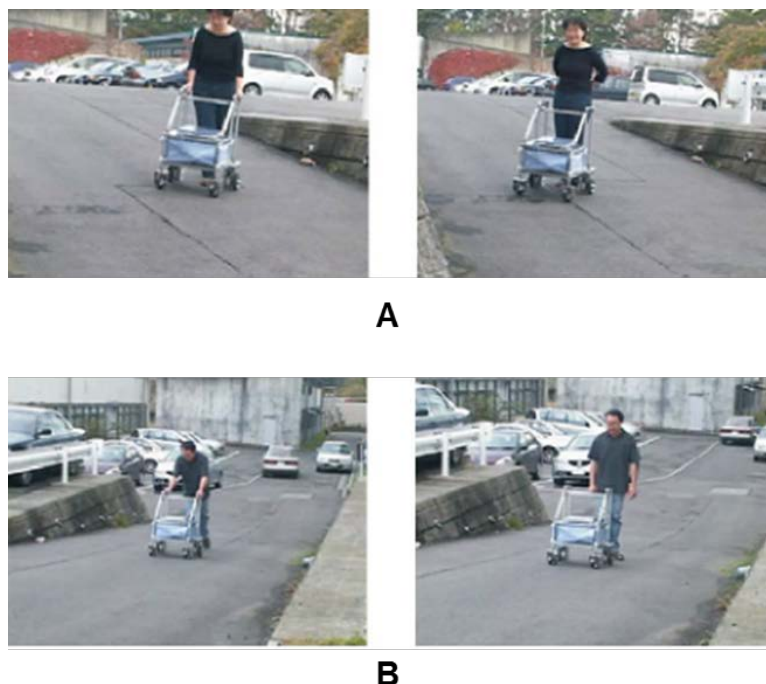


Figura 3.13: Mecanismos de compensação da gravidade do RT-WALKER. A) Assistência em declives. B) Assistência em aclives. FONTE: HIRATA et al., 2006b.

Certos modelos de andadores robóticos apresentam sensores direcionados para as pernas dos usuários. O objetivo de tal mecanismo é monitorar a distância entre o indivíduo e o andador. Em casos onde essa distância aumenta além da margem de segurança, o sensor ativa o sistema de frenagem, permitindo que o usuário alcance a distância de segurança em relação ao andador (Figura 3.14). Uma variação dessa estratégia é a utilização desse tipo de sensor para monitorar dinamicamente as pernas do usuário, ajustando a velocidade do andador para seguir o ritmo do paciente (YU et al., 2010; SCHNEIDER JUNIOR et al., 2012).

Em modelos multifuncionais, que integram tarefas de assistência à transferências posturais, por exemplo, de sentado para de pé ou de pé para sentado, o sistema de frenagem atua para evitar que o andador realize movimentos irregulares, que fatalmente culminaria em queda do usuário (CHUGO et al, 2007; CHUGO et al, 2008c).

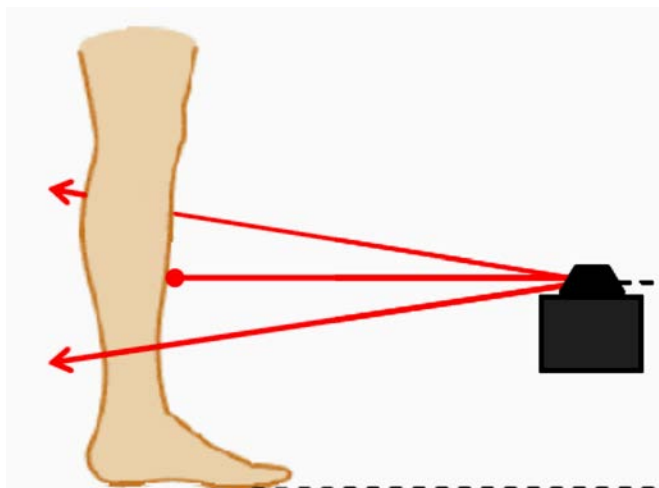


FIGURA 3.14: Posicionamento de um sensor laser para detecção das pernas do usuário, utilizado no Andador UFES. FONTE: SCHNEIDER JUNIOR et al, 2012.

A Tabela 3.1 apresenta o resumo do sistema de classificação funcional proposto, com base nos principais recursos tecnológicos presentes nos modelos de andadores inteligentes atuais.

### 3.2 Modelo conceitual do Andador UFES

A análise do estado da arte dos recursos tecnológicos implementados em diversos modelos de andadores inteligentes foi o ponto de partida para a elaboração de um modelo conceitual de andador robótico inovador, para assistência à reabilitação e compensação funcional de indivíduos com distúrbios de marcha.

A Figura 3.15 apresenta o modelo conceitual do andador inteligente desenvolvido no Laboratório de Automação Inteligente (LAI) do departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Espírito Santo, o “Andador UFES”. O sistema segue a arquitetura de um “Rolador” de quatro rodas, composto por uma estrutura mecânica robusta, com uma coluna central de altura ajustável e apoios de antebraço. Essas características permitem um suporte eficiente para o peso do usuário e o

desenvolvimento de padrões de marcha mais próximos do natural. Adicionalmente, a estrutura também possibilita a instalação de sensores, motores e outros componentes eletrônicos utilizados para implementar as estratégias de controle.

Tabela 3.1: Classificação funcional dos andadores inteligentes

<b>Classificação</b>	<b>Função</b>	<b>Recursos</b>
Estabilidade física e suporte ao movimento	Força de propulsão	Sistema passivo Sistema ativo Sistema Híbrido
	Assistência à tarefas motoras	Assistência à locomoção Assistência multitarefas
	Intenção de movimento	Sensores nas manoplas Sensores de antebraço
Componentes de navegação e localização	Navegação inteligente	Mapas pré-instalados Detecção de objetos em tempo real Interação com ambientes inteligentes
	Assistência de localização	Dispositivo GPS Realimentações audiovisuais Retorno automático a uma posição pré-especificada
Monitoramento de sinais biomecânicos e bioelétricos	Monitoramento funcional	Parâmetros de marcha ou outras tarefas funcionais
	Monitoramento fisiológico	Parâmetros fisiológicos gerais, tais como sinais cardiográficos e oxigenação sanguínea
Medidas de segurança do usuário	Prevenção de quedas	Frenagem de emergência
		Detecção de movimentos irregulares
		Distância andador-usuário
		Compensação de gravidade

O sistema de propulsão é híbrido, permitindo a alternância entre modo passivo e ativo. A força ativa é provida através de um par de motores de 12 V nominal, com velocidade de 40 rpm e torque de 5 Nm. O controle de baixo nível dos motores foi

implementado através de um circuito eletrônico utilizando o microcontrolador dsPIC33F4011. Em caso de falha eletrônica ou dos motores, o sistema é interrompido e frenado automaticamente para garantir que não ocorram movimentos indesejados que possam representar riscos de quedas ao usuário.

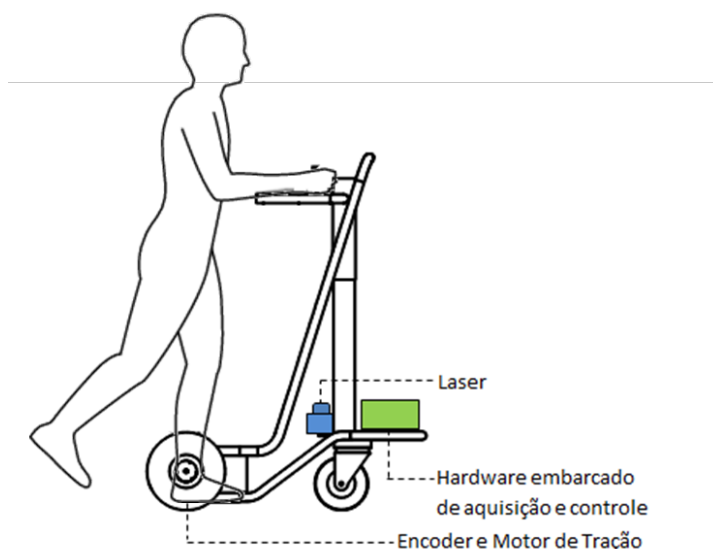


FIGURA 3.15: Design conceitual do Andador UFES, apresentando os principais componentes tecnológicos. A coluna ajustável e o apoio de antebraços permitem que o usuário mantenha boa postura da coluna vertebral e o desenvolvimento de padrões mais naturais de marcha.

A eletrônica de alto nível é baseada em um sistema PC104-*Plus* embarcado e inclui um sistema de medição laser (Hokuyo URG), apresentado na Figura 3.13, responsável por caracterizar a evolução do movimento das pernas do paciente durante a marcha, de forma a extrair parâmetros espaço-temporais da marcha, tais como cadência, comprimento e largura dos passos e tempo de cada ciclo. Esse sistema também é responsável por monitorar a distância ideal entre o usuário e o andador, atuando como importante mecanismo de segurança de prevenção de quedas (SCHNEIDER JUNIOR et al., 2012).

O sistema foi desenvolvido para permitir a cooperação do andador com outros dispositivos de análise e assistência ao movimento, tais como sensores inerciais e exoesqueleto de membro inferior, permitindo a extração de parâmetros de

deslocamento angular e linear das articulações dos membros inferiores e do tronco. Sensores de força 3D, similares aos utilizados no modelo Simbiosis (FRIZERA NETO et al, 2010), estão instalados junto aos apoios de antebraço, e possibilitam a detecção dos padrões de força incidentes nos membros superiores e a estimativa do deslocamento do centro de gravidade do usuário.

Dessa forma, desenvolveu-se um sistema versátil e confiável que poderá ser utilizado para extrair os principais parâmetros cinéticos e cinemáticos do movimento do usuário durante a marcha assistida, contribuindo para o desenvolvimento de tratamentos mais bem adaptados às necessidades de cada paciente. Os resultados iniciais de uma aplicação clínica do Andador UFES serão apresentados e discutidos no capítulo 5 deste trabalho.

#### **4. ANÁLISE DE PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS E ANGULARES DO JOELHO DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS: EXPERIMENTOS PRELIMINARES COM O ANDADOR SIMBIOSIS**

A análise dos parâmetros cinemáticos é fundamental para a caracterização completa da marcha humana (ZIJLSTRA E HOF, 2003). Variações em tais parâmetros são comumente observadas em indivíduos portadores de diferentes condições clínicas e também quando comparados com grupos de indivíduos saudáveis (ESSER et al., 2011). A compreensão de como essas variáveis são afetadas por fatores patológicos ou ambientais é essencial para o desenvolvimento de novas tecnologias de apoio à marcha que possam contribuir para o *design* de estratégias modernas de reabilitação.

Os andadores do tipo Rolador são importantes exemplos de tecnologia assistida, cujo objetivo é aumentar a capacidade motora residual de indivíduos com restrições de mobilidade (STOWE et al., 2010). Devido à grande versatilidade e potencial de reabilitação, a popularidade desses modelos tem aumentado, não só entre indivíduos com limitação da mobilidade, mas também entre grupos de pesquisa atualmente envolvidos no desenvolvimento de versões inteligentes do dispositivo (ABELLANAS et al., 2009).

Entretanto, considerando os roladores convencionais e robóticos, existem poucos estudos na literatura acerca dos eventos biomecânicos que ocorrem durante essa modalidade de marcha assistida. As variações entre os diversos modelos de andador e dos recursos funcionais implementados aumentam ainda mais a dificuldade em avaliar o impacto dessa tecnologia sobre as interações entre o dispositivo e o usuário (ELIAS et al, 2011).

A prescrição do modelo de andador inteligente mais adequado para utilização em ambientes clínicos ou domiciliares requer a análise detalhada dos parâmetros de movimento que ocorrem durante a marcha assistida. Neste capítulo, descreveremos um experimento piloto envolvendo voluntários saudáveis para a aquisição de

parâmetros cinemáticos da marcha durante a deambulação livre e assistida pelo Andador Simbiosis (Figura 4.1), um andador robótico com suportes de antebraço para apoio à marcha de indivíduos com capacidade motora reduzida (FRIZERA et al, 2008). O modelo Simbiosis foi desenvolvido pelo grupo de Bioengenharia do *Consejo Superior de Investigaciones Científicas* (CSIC – Espanha), parceiro do Laboratório de Automação Inteligente (LAI - UFES), e apresenta arquitetura similar ao Andador UFES.

A literatura acerca da biomecânica da marcha assistida por andadores com apoio de antebraço é escassa, marcada pela ausência de dados normativos do comportamento cinemático das articulações do membro inferior. A realização do experimento com o Andador Simbiosis permitiu a obtenção dos parâmetros cinemáticos e espaço-temporais de referência (dessa modalidade de marcha assistida) através de um sistema optoeletrônico de análise de movimento. Os dados desta pesquisa serão utilizados para contribuir com a interpretação clínica dos achados do experimento envolvendo pacientes com osteoartrose, realizado com o Andador UFES.



FIGURA 4.1 - Andador Simbiosis desenvolvido na Espanha.

## **4.1 METODOLOGIA**

### **4.1.1 Participantes**

Um total de sete homens saudáveis, semelhantes em peso e altura, e sem histórico de distúrbios da marcha ou lesões nos joelhos, aceitaram voluntariamente participar do estudo. Os sujeitos não eram familiarizados com o dispositivo e nenhuma sessão de testes preliminares foi conduzida com objetivo de avaliar a facilidade de uso do andador e o impacto imediato que a marcha assistida impõe sobre os parâmetros cinemáticos analisados. É desejável que o sistema seja não só confiável, mas também de fácil utilização tanto em cenários clínico-ambulatoriais quanto em domicílio.

Todos os participantes concordaram e assinaram o Termo de Consentimento do estudo previamente ao início dos testes.

### **4.1.2 Protocolo Experimental**

Os procedimentos experimentais foram realizados utilizando um sistema optoeletrônico de análise de movimento da *BTS Bioengineering*, composto por seis câmeras infravermelhas, utilizadas para captar os movimentos tridimensionais de marcadores reflexivos fixados em pontos de referência anatômica dos participantes, seguindo o protocolo recomendado por Davis et al (1991). Combinando essas informações com as características antropométricas dos segmentos corporais do indivíduo, foi possível obter o comportamento 3D de todos os segmentos analisados durante a marcha (Figura 4.2).



Os testes foram realizados sobre uma passarela plana, em ambiente laboratorial, constituídos por duas modalidades distintas. O primeiro teste foi uma marcha normal, com velocidade auto-selecionada, sem assistência do dispositivo, enquanto o segundo envolveu a marcha assistida pelo andador Simbiosis, igualmente com velocidade auto-selecionada. Cada modalidade foi repetida sete vezes, totalizando aproximadamente 14 testes para cada sujeito. Entretanto, devido à oclusão dos marcadores durante a etapa da marcha assistida, os participantes foram requisitados a repetir o procedimento até a obtenção dos sete testes corretos.

Não houve instruções adicionais acerca da velocidade adequada dos testes. Essa regra foi necessária para manter o conforto do participante e permitir o desenvolvimento de padrões de marcha mais naturais.

Em relação às pesquisas envolvendo marcha assistida, os protocolos experimentais e os procedimentos complementares não estão claramente definidos, devido aos diferentes tipos de dispositivos e respectivas variações. Especificamente no caso da marcha assistida por andadores, os estudos reportados na literatura envolvem modelos convencionais de Roladores, cujo suporte é realizado através do contato do usuário com as manoplas do dispositivo (ALKJAER et al, 2006). Nesta pesquisa, a altura dos apoios de antebraço foi definida como sendo a distância entre o cotovelo do participante e o solo. Os sujeitos foram instruídos a manter a postura ereta do tronco e 90° de flexão de cotovelos enquanto suportados pelo dispositivo (ALKJAER et al, 2006; YODAS et al, 2005).

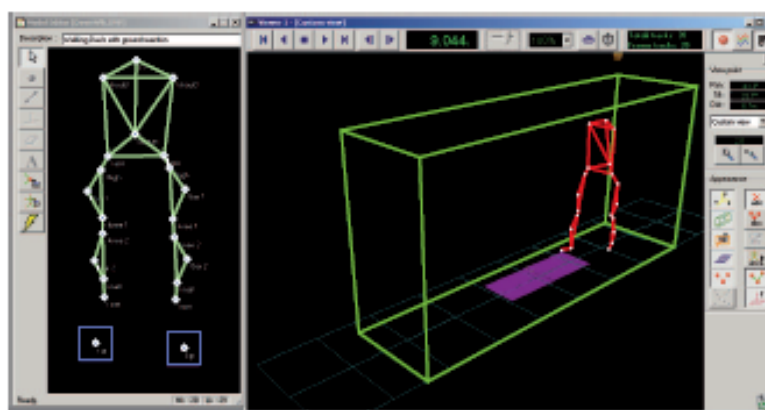


Figura 4.2. Interface do sistema BTS mostrando a localização dos marcadores reflexivos e a reconstrução dos segmentos corporais, permitindo a extração dos parâmetros de interesse.

### 4.1.3 Variáveis analisadas

#### 4.2.3.1 Parâmetros espaço-temporais

Os parâmetros espaço-temporais extraídos para análise foram:

- Largura do passo. Definido como a distância, no plano transversal, entre ambos os pés durante a caminhada (em metros). O ponto médio das articulações talocrurais foi utilizado como referência para essa medida.
- Comprimento do passo. Definido como a distância em metros, entre um ponto específico de um pé e o mesmo ponto do outro pé.
- Comprimento da passada. Distância entre o contato inicial de um pé e o próximo contato inicial do mesmo pé. Neste estudo, como os participantes não apresentaram alterações patológicas da marcha, foi reportada a média entre duas passadas, visto que não houve diferenças significativas entre passadas esquerda e direita.
- Cadência. Definida como o ritmo de caminhada de um indivíduo, comumente expressada em passos/minuto.
- Duração da fase de apoio. Intervalo de tempo entre o contato inicial do calcâneo e a saída do hálux, que marca o início da fase de oscilação. É expresso em unidade de tempo ou em porcentagem do ciclo da marcha.
- Duração da fase de oscilação. Definido como o intervalo de tempo entre a saída do hálux e o contato inicial do calcâneo do mesmo pé. Também pode ser expressa tanto em unidade de tempo quanto em porcentagem do ciclo da marcha.
- Duração da fase de apoio duplo. Intervalo de tempo nos quais ambos os pés estão simultaneamente em contato com o solo durante o ciclo da marcha.

Os parâmetros espaciais foram normalizados de acordo com a altura dos participantes (h). Tal normalização foi necessária para permitir comparações entre

os sujeitos de diferentes alturas (HOF, 1996). Outros parâmetros espaço-temporais, tais como velocidade média (normalizada, em altura/segundo), foram obtidos diretamente através dos parâmetros previamente apresentados (Equação 1).

$$V_{média} (h/s) = \frac{\text{Comprimento do passo (m)} \times \text{Cadência (passos/min)}}{120} \quad (1)$$

#### 4.1.3.2 Parâmetros angulares do joelho

A seleção dos parâmetros discretos da cinemática angular de ambos os joelhos no plano sagital foi realizada com base nas recomendações de Benedetti et al (1998), estando listadas abaixo (Figura 4.3):

- K1: Máxima flexão do joelho no contato inicial
- K2: Máxima flexão do joelho na subfase de recepção de carga
- K3: Máxima extensão na fase de apoio
- K4: Flexão na saída do hálux (*toe off*)
- K5: Máxima flexão na fase de oscilação
- K6: Excursão total do joelho no plano sagital

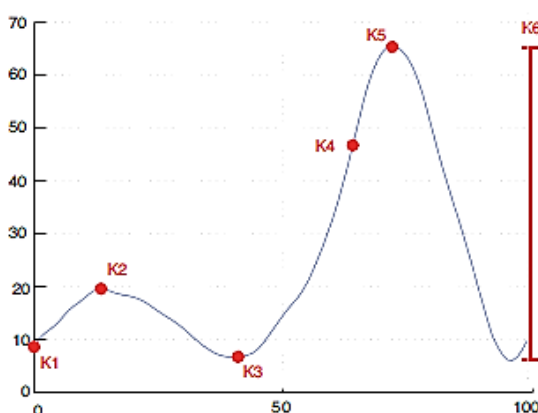


Figura 4.3 - Parâmetros discretos de deslocamento angular do joelho a serem analisados, com base nas recomendações de Benedetti et al, 1998.

## 4.2 Análise estatística

Inicialmente, todas as variáveis foram analisadas por meio de *boxplots* e histogramas, com o objetivo de observar o comportamento geral dos dados, a presença de valores discrepantes e o respectivo padrão de distribuição. Posteriormente, foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk para avaliar se a distribuição das variáveis era significativamente diferente do padrão gaussiano. Neste estudo, devido ao reduzido tamanho amostral, o teste de Shapiro-Wilk utilizado isoladamente é confiável para determinar o padrão da distribuição, não havendo necessidade de cálculos adicionais acerca dos parâmetros de assimetria e curtose das variáveis em relação à distribuição Z. Com base nos resultados do teste de normalidade, as variáveis cuja distribuição seguiu o padrão gaussiano foram comparadas utilizando o Teste-T de Student para amostras pareadas. Por outro lado, variáveis com distribuições anormais foram avaliadas por meio do teste não-paramétrico de *Ranking* de sinais de Wilcoxon.

Na luz de recentes evidências que apontam importante papel do parâmetro velocidade no comportamento cinético e cinemático das articulações dos membros inferiores, foram construídas matrizes de correlação ao final da análise estatística para verificar se os parâmetros investigados apresentaram correlação significativa com a velocidade da marcha desenvolvida durante os testes livres e assistidos. Todos os testes estatísticos foram analisados através do software SPSS (IBM inc.) versão 20.

## 4.3 Resultados

### 4.3.1 Parâmetros espaço-temporais

As Tabelas 4.1 e 4.2 mostram, respectivamente, os resultados dos testes de Shapiro-Wilk e a estatística descritiva das variáveis espaço-temporais e de deslocamento angular.

Tabela 4.1: Resultados do Teste de Shapiro-Wilk das variáveis espaço temporais da marcha livre e assistida

	Shapiro-Wilk		
	Estatística	df	Sig.
Largura do Passo (m)	0,738	7	<b>0,009*</b>
Largura do passo assistida (m)	0,941	7	0,644
Comprimento da passada (m)	0,943	7	0,670
Comprimento da passada assistida (m)	0,984	7	0,978
Cadência (passos/min)	0,929	7	0,539
Cadência assistida (passos/min)	0,900	7	0,331
Duração fase de apoio direito (%ciclo)	0,946	7	0,691
Duração fase de apoio direito assistida (%ciclo)	0,874	7	0,200
Duração fase de apoio esquerdo (%ciclo)	0,919	7	0,462
Duração fase de apoio esquerdo assistida (%ciclo)	0,903	7	0,349
Duração fase de oscilação direito (%ciclo)	0,897	7	0,312
Duração fase de oscilação direito assistida (%ciclo)	0,926	7	0,519
Duração fase de oscilação esquerdo (%ciclo)	0,913	7	0,416
Duração fase de oscilação esquerdo assistida (%ciclo)	0,896	7	0,306
Duração fase de apoio duplo (%ciclo)	0,954	7	0,764
Duração fase de apoio duplo assistida (%ciclo)	0,943	7	0,670
Velocidade (m/s)	0,870	7	0,187
Velocidade assistida (m/s)	0,940	7	0,636

\* As variáveis marcadas em negrito apresentaram distribuições significativamente diferentes do padrão gaussiano.

Em relação às variáveis espaço-temporais, apenas a largura do passo apresentou padrão não-paramétrico de distribuição. Esse comportamento da distribuição pode ter ocorrido devido à restrição mecânica imposta pelo andador.

O teste de normalidade é também importante para a definição dos parâmetros de tendência central da distribuição das variáveis. Nesse contexto, para todas as variáveis espaço-temporais foi considerada a análise da média e respectivos

desvios-padrão, ao passo que para a variável largura do passo, foram consideradas a mediana e a distância interquartil.

Tabela 4.2: Estatísticas descritivas gerais das variáveis espaço-temporais da marcha livre e assistida

	N	Média	Desvio-Padrão
Largura do Passo (h)	7	0,09	0,01
Largura do passo assistida (h)*	7	0,08*	0,01*
Comprimento da passada (h)	7	0,77	0,04
Comprimento da passada assistida (h)	7	0,68	0,02
Cadência (passos/min)	7	105,60	4,24
Cadência assistida (passos/min)	7	83,87	5,77
Duração fase de apoio direito (%ciclo)	7	60,34	1,46
Duração fase de apoio direito assistida (%ciclo)	7	61,63	1,51
Duração fase de apoio esquerdo (%ciclo)	7	60,71	1,29
Duração fase de apoio esquerdo assistida (%ciclo)	7	62,27	1,25
Duração fase de oscilação direito (%ciclo)	7	39,48	1,18
Duração fase de oscilação direito assistida (%ciclo)	7	37,80	1,30
Duração fase de oscilação esquerdo (%ciclo)	7	38,93	1,03
Duração fase de oscilação esquerdo assistida (%ciclo)	7	37,99	1,69
Duração fase de apoio duplo (%ciclo)	7	21,19	2,00
Duração fase de apoio duplo assistida (%ciclo)	7	24,17	2,33
Velocidade (h/s)	7	0,67	0,04
Velocidade assistida (h/s)	7	0,47	0,01

\* Essa variável é não-paramétrica e os valores apresentados se referem à mediana e distância interquartil da distribuição.

A Tabela 4.3 mostra o resultado da análise comparativa das médias das variáveis espaço-temporais através do Teste T de Student para amostras pareadas. Os resultados do Teste T pareado indicam que a marcha assistida apresentou parâmetros espaço-temporais significativamente diferentes da marcha livre. Os valores significativos estão indicados em vermelho. O teste não paramétrico de ranking de sinais de Wilcoxon também indica que houve diferença significativa entre a largura do passo em marcha livre e assistida pelo andador Simbiosis ( $p = 0,018$ ). Entretanto, por se tratar de comparações não-paramétricas, a medida de tendência central a ser considerada nesse caso é a mediana.

Tabela 4.3: Resultado da análise pareada das variáveis espaço-temporais analisadas.

	Diferenças Pareadas	Média	Desvio Padrão	Desvio Padrão da Média	95% Intervalo de confiança		T	df	Sig. (2- tailed)
					Inferior	Superior			
Par 1	Comprimento da passada (h) - Comprimento da passada assistida (h)	0,09	0,02	0,01	0,07	0,10	11,46	6	<b>0,000</b>
Par 2	Cadência (passos/min) - Cadência assistida (passos/min)	21,73	8,50	3,21	13,86	29,59	6,76	6	<b>0,001</b>
Par 3	Duração fase de apoio direito (%ciclo) - Duração fase de apoio direito assistida (%ciclo)	-1,30	0,83	0,31	-2,06	-0,53	-4,16	6	<b>0,006</b>
Par 4	Duração fase de apoio esquerdo (%ciclo) - Duração fase de apoio esquerdo assistida (%ciclo)	-1,56	1,21	0,46	-2,67	-0,44	-3,42	6	<b>0,014</b>
Par 5	Duração fase de oscilação direito (%ciclo) - Duração fase de oscilação direito assistida (%ciclo)	1,69	1,44	0,54	0,35	3,01	3,09	6	<b>0,021</b>
Par 6	Duração fase de oscilação esquerdo (%ciclo) - Duração fase de oscilação esquerdo assistida (%ciclo)	0,94	1,20	0,45	-0,16	2,05	2,07	6	0,083
Par 7	Duração fase de apoio duplo (%ciclo) - Duração fase de apoio duplo assistida (%ciclo)	-2,98	1,60	0,60	-4,45	-1,49	-4,92	6	<b>0,003</b>
Par 8	Velocidade (h/s) - Velocidade assistida (h/s)	0,20	0,05	0,02	0,15	0,24	10,288	6	<b>0,001</b>

Os pares marcados em negrito apresentaram diferenças estatisticamente significativas

Esses resultados também indicam que a média de velocidade da marcha assistida é significativamente menor do que a velocidade desenvolvida durante a marcha livre. A probabilidade de obtermos um valor T dessa magnitude ao acaso é muito pequena ( $p < 0,001$ ). Entretanto, esse resultado também era esperado devido às diferenças observadas para as cadências na marcha livre e assistida.

As Tabelas 4.4 e 4.5 mostram as matrizes de correlação entre as variáveis espaço-temporais da marcha livre e assistida, respectivamente.

Tabela 4.4: Matriz de correlação entre as variáveis espaço-temporais da marcha livre

		Velocidade (h/s) **	Comp da passada (h) **	Cadência (p/min)	Duração fase de apoio direito (%ciclo)	Duração fase de apoio esquerdo (%ciclo)	Duração fase de oscilação direito (%ciclo)	Duração fase de oscilação esquerdo (%ciclo)	Duração fase de apoio duplo (%ciclo)
Velocidade (h/s) **	Pearson Correlation	1	0,801 <sup>*</sup>	0,737	-0,285	-0,340	0,283	0,215	-0,348
	Sig. (2-tailed)		0,031	0,059	0,535	0,456	0,538	0,644	0,444
Comprimento da passada (h) **	Pearson Correlation	<b>0,801<sup>*</sup></b>	1	0,186	0,137	0,130	0,091	-0,143	0,061
	Sig. (2-tailed)	<b>0,031</b>		0,690	0,769	0,782	0,847	0,760	0,896
Cadência (passos/min)	Pearson Correlation	<b>0,737</b>	0,186	1	-0,624	-0,710	0,350	0,504	-0,637
	Sig. (2-tailed)	<b>0,059</b>	0,690		0,134	0,074	0,442	0,248	0,124
Duração fase de apoio direito (%ciclo)	Pearson Correlation	-0,285	0,137	-0,624	1	0,571	-0,753	-0,331	<b>0,843<sup>*</sup></b>
	Sig. (2-tailed)	0,535	0,769	0,134		0,180	0,051	0,468	<b>0,017</b>
Duração fase de apoio esquerdo (%ciclo)	Pearson Correlation	-0,340	0,130	-0,710	0,571	1	-0,310	-0,752	<b>0,793<sup>*</sup></b>
	Sig. (2-tailed)	0,456	0,782	0,074	0,180		0,499	0,051	<b>0,033</b>
Duração fase de oscilação direito (%ciclo)	Pearson Correlation	0,283	0,091	0,350	-0,753	-0,310	1	0,491	<b>-0,814<sup>*</sup></b>
	Sig. (2-tailed)	0,538	0,847	0,442	0,051	0,499		0,263	<b>0,026</b>
Duração fase de oscilação esquerdo (%ciclo)	Pearson Correlation	0,215	-0,143	0,504	-0,331	-0,752	0,491	1	<b>-0,756<sup>*</sup></b>
	Sig. (2-tailed)	0,644	0,760	0,248	0,468	0,051	0,263		<b>0,050</b>
Duração fase de apoio duplo (%ciclo)	Pearson Correlation	-0,348	0,061	-0,637	<b>0,843<sup>*</sup></b>	<b>0,793<sup>*</sup></b>	<b>-0,814<sup>*</sup></b>	<b>-0,756<sup>*</sup></b>	1
	Sig. (2-tailed)	0,444	0,896	0,124	<b>0,017</b>	<b>0,033</b>	<b>0,026</b>	<b>0,050</b>	

\* Correlações significativas em  $p < 0,05$ 

\*\* Variáveis normalizadas de acordo com a altura dos participantes

Como esperado, houve forte correlação positiva entre o Comprimento da passada e a Cadência,  $r=0,80$  ( $p = 0,031$ ) e  $r = 0,73$  ( $p = 0,059$ ). A correlação entre velocidade e cadência não foi considerada significativa na análise da marcha livre, podendo ser devido ao tamanho reduzido da amostra

A duração da fase de apoio duplo também apresentou fortes correlações positivas entre a duração da fase de apoio direito,  $r = 0,843$  ( $p = 0,017$ ) e a duração da fase de apoio esquerdo,  $r = 0,793$  ( $p = 0,033$ ). Houve ainda forte correlação negativa desta variável com a duração da fase de oscilação direito,  $r = -0,814$  ( $p = 0,026$ ) e a duração da fase de oscilação esquerdo,  $r = -0,756$  ( $p = 0,050$ ).

A velocidade da marcha assistida apresentou forte correlação positiva com o comprimento da passada,  $r = 0,76$  ( $p = 0,04$ ) e com a cadência,  $r = 0,94$  ( $p = 0,001$ ).



Tabela 4.5: Matriz de correlação entre as variáveis espaço-temporais da marcha assistida

		Velocidade assistida (h/s) ***	Comprimento da passada assistida (h) ***	Largura do passo assistida (h) ***	Cadência assistida (p/min)	Duração fase de apoio direito assistida (%ciclo)	Duração fase de apoio esquerdo assistida (%ciclo)	Duração fase de oscilação direito assistida (%ciclo)	Duração fase de oscilação esquerdo assistida (%ciclo)	Duração fase de apoio duplo assistida (%ciclo)
Velocidade assistida (h/s)***	Pearson	1	<b>0,767<sup>*</sup></b>	0,253	<b>0,944<sup>**</sup></b>	0,501	0,495	-0,488	-0,620	0,614
	Correlation Sig. (2- tailed)		<b>0,044</b>	0,583	<b>0,001</b>	0,252	0,258	0,266	0,138	0,143
Comprimento da passada assistida (h) ***	Pearson	<b>0,767<sup>*</sup></b>	1	0,108	0,514	0,111	0,164	0,107	0,005	0,039
	Correlation Sig. (2- tailed)	<b>0,044</b>		0,819	0,238	0,812	0,725	0,819	0,991	0,934
Largura do passo assistida (h) ***	Pearson	0,253	0,108	1	0,311	0,261	-0,229	-0,350	-0,098	0,188
	Correlation Sig. (2- tailed)	0,583	0,819		0,497	0,571	0,621	0,441	0,834	0,687
Cadência assistida (passos/min)	Pearson	<b>0,944<sup>**</sup></b>	0,514	0,311	1	0,623	0,560	-0,717	<b>-0,822<sup>*</sup></b>	<b>0,803<sup>*</sup></b>
	Correlation Sig. (2- tailed)	<b>0,001</b>	0,238	0,497		0,135	0,191	0,070	<b>0,023</b>	<b>0,030</b>
Duração fase de apoio direito assistida (%ciclo)	Pearson	0,501	0,111	0,261	0,623	1	0,386	<b>-0,812<sup>*</sup></b>	-0,510	<b>0,877<sup>**</sup></b>
	Correlation Sig. (2- tailed)	0,252	0,812	0,571	0,135		0,393	<b>0,027</b>	0,242	<b>0,010</b>
Duração fase de apoio esquerdo assistida (%ciclo)	Pearson	0,495	0,164	-0,229	0,560	0,386	1	-0,549	-0,683	0,632
	Correlation Sig. (2- tailed)	0,258	0,725	0,621	0,191	0,393		0,202	0,091	0,127
Duração fase de oscilação direito assistida (%ciclo)	Pearson	-0,488	0,107	-0,350	-0,717	<b>-0,812<sup>*</sup></b>	-0,549	1	<b>0,809<sup>*</sup></b>	<b>-0,957<sup>**</sup></b>
	Correlation Sig. (2- tailed)	0,266	0,819	0,441	0,070	<b>0,027</b>	0,202		<b>0,027</b>	<b>0,001</b>
Duração fase de oscilação esquerdo assistida (%ciclo)	Pearson	-0,620	0,005	-0,098	<b>-0,822<sup>*</sup></b>	-0,510	-0,683	<b>0,809<sup>*</sup></b>	1	<b>-0,847<sup>*</sup></b>
	Correlation Sig. (2- tailed)	0,138	0,991	0,834	<b>0,023</b>	0,242	0,091	<b>0,027</b>		<b>0,016</b>
Duração fase de apoio duplo assistida (%ciclo)	Pearson	0,614	0,039	0,188	<b>0,803<sup>*</sup></b>	<b>0,877<sup>**</sup></b>	0,632	<b>-0,957<sup>**</sup></b>	<b>-0,847<sup>*</sup></b>	1
	Correlation Sig. (2- tailed)	0,143	0,934	0,687	<b>0,030</b>	<b>0,010</b>	0,127	<b>0,001</b>	<b>0,016</b>	

\* Correlações significativas em  $p < 0,05$ \*\* Correlações significativas em  $p < 0,001$ 

\*\*\* Variáveis normalizadas de acordo com a altura dos participantes

A cadência, por sua vez, apresentou forte correlação negativa com a duração da oscilação esquerda,  $r = -0,82$  ( $p = 0,02$ ) e forte correlação positiva com a duração da fase de apoio,  $r = 0,80$  ( $p = 0,03$ ).

A duração do duplo apoio apresentou também forte correlação positiva com a fase de apoio direito,  $r = 0,87$  ( $p = 0,01$ ) e forte correlação negativa entre a duração da fase de oscilação direito,  $r = -0,95$  ( $p = 0,001$ ) e esquerdo,  $r = -0,84$  ( $p = 0,01$ ).

A duração da fase de oscilação direita também apresentou correlações positiva com a fase de oscilação esquerda,  $r = 0,80$  ( $p = 0,02$ ) e correlação negativa com a fase de apoio direito,  $r = -0,81$  ( $p = 0,02$ )

A largura do passo em marcha livre é a única variável do conjunto a ser avaliada através desse coeficiente de correlação. Houve forte correlação positiva entre essa variável e a duração da fase de apoio direito,  $\rho = 0,82$  ( $p = 0,02$ ). Esse achado pode estar relacionado à dominância ou variações anatômicas. O tamanho reduzido da amostra não permite generalizar outras opções de interpretação (Tabela 4.6).

Tabela 4.6: Matriz de correlação da variável largura do passo (coeficiente de Spearman).

Spearman's rho		Velocidade (h/s)*	Largura do Passo (h)*	Comprimento da passada (h)*	Cadência (p/min)	Duração fase de apoio direito (%ciclo)	Duração fase de apoio esquerdo (%ciclo)	Duração fase de oscilação direita (%ciclo)	Duração fase de oscilação esquerdo (%ciclo)	Duração fase de apoio duplo (%ciclo)
Largura do Passo (h)*	Correlation Coefficient Sig. (2-tailed)	0,071 0,879	1	0,036 0,939	-0,071 0,879	<b>0,821*</b> <b>0,023</b>	0,214 0,645	-0,714 0,071	-0,090 0,848	0,429 0,337

\* Variáveis normalizadas de acordo com a altura dos participantes

#### 4.3.2 Parâmetros de cinemática angular dos joelhos

A análise inicial dos parâmetros angulares foi conduzida de forma similar aos parâmetros espaço-temporais, ou seja, cada variável foi avaliada individualmente para detecção de valores discrepantes e observação dos histogramas da distribuição. O teste de normalidade de Shapiro-Wilk também foi o teste de escolha para análise estatística da distribuição.

O resultado do teste de normalidade apontou que todas as variáveis seguem distribuição aproximadamente gaussiana, exceto o parâmetro K5 esquerdo, obtido com a marcha livre, que apresentou desvio significativo da normalidade,  $W(7) = 0,807$ ;  $p=0,048$ .

A Tabela 4.7 apresenta a estatística descritiva geral dos parâmetros obtidos para marcha livre e assistida. De acordo com os resultados do teste de normalidade, a mediana da variável K5 e a respectiva distância interquartílica foram consideradas para análise e interpretação.

Tabela 4.7: Estatística descritiva geral das variáveis de deslocamento angular do joelho (em graus).

	K1 normal direito	K1 andador direito	K2 normal direito	K2 andador direito	K3 normal direito	K3 andador direito	K4 normal direito	K4 andador direito	K5* normal direito	K5 andador direito	K6 normal direito	K6 andador direito
N	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
Média	8,2	8,1	19,2	15,6	3,8	5,7	34,0	33,1	63,7	58,8	61,2	54,4
Mediana	8,0	8,0	19,2	15,7	3,8	5,8	34,0	33,4	63,9	58,5	62,0	54,2
Desvio- Padrão	0,5	0,4	0,6	0,8	0,3	0,5	0,7	1,6	1,69*	0,9	1,7	1,0

	K1 normal esq	K1 andador esq	K2 normal esq	K2 andador esq	K3 normal esq	K3 andador esq	K4 normal esq	K4 andador esq	K5 normal esq	K5 andador esq	K6 normal esq	K6 andador esq
N	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
Média	10,80	10,25	20,34	17,49	4,11	6,36	36,07	34,59	64,81	59,83	61,28	54,45
Mediana	10,93	10,14	20,21	17,24	4,09	6,43	35,65	34,37	65,21	59,41	61,30	54,30
Desvio- Padrão	0,25	0,60	0,35	0,63	0,58	0,33	1,95	1,15	0,91	0,76	1,02	0,63

\* Essa variável é não-paramétrica e os valor apresentado se refere à distância interquartílica da distribuição

A análise comparativa foi realizada através do Teste T de Student para amostras pareadas, exceto a comparação entre as medianas do parâmetro K5 esquerdo normal e com andador, as quais foram avaliadas através do teste de ranking de sinais de Wilcoxon. Os resultados da análise principal estão apresentados na Tabela 4.8.

O resultado do teste de Wilcoxon para o parâmetro K5 esquerdo também foi significativo ( $p = 0,018$ ), indicando que houve diferenças dessa variável entre a marcha normal e assistida pelo andador Simbiosis.

Tabela 4.8: Resultado das diferenças pareadas dos parâmetros de deslocamento angular do joelho.

Diferenças Pareadas		Média	Desvio Padrão	Desvio Padrão da Média	95% Intervalo de confiança		T	df	Sig. (2-tailed)
					Inferior	Superior			
Pair 1	K1 normal								
	esquerdo - K1 andador esquerdo	0,55	0,76	0,29	-0,15	1,26	1,92	6	0,103
Pair 2	K2 normal								
	esquerdo - K2 andador esquerdo	2,84	0,87	0,33	2,04	3,65	8,64	6	<b>0,001</b>
Pair 3	K3 normal								
	esquerdo - K3 andador esquerdo	-2,25	0,61	0,23	-2,82	-1,69	-9,74	6	<b>0,001</b>
Pair 4	K4 normal								
	esquerdo - K4 andador esquerdo	1,47	1,90	0,72	-0,29	3,23	2,05	6	0,086
Pair 5	K6 normal								
	esquerdo - K6 andador esquerdo	6,83	1,18	0,44	5,75	7,92	15,37	6	<b>0,001</b>
Pair 1	K1 normal direito - K1 andador direito	0,18	0,39	0,15	-0,19	0,54	1,19	6	0,279
	K2 normal direito - K2 andador direito	3,59	1,12	0,42	2,56	4,62	8,52	6	<b>0,001</b>
Pair 3	K3 normal direito - K3 andador direito	-1,90	0,72	0,27	-2,57	-1,24	-7,03	6	<b>0,001</b>
	K4 normal direito - K4 andador direito	0,98	1,44	0,54	-0,35	2,31	1,80	6	0,122
Pair 5	K5 normal direito - K5 andador direito	4,88	1,33	0,50	3,65	6,11	9,74	6	<b>0,001</b>
	K6 normal direito - K6 andador direito	6,78	2,15	0,81	4,79	8,76	8,35	6	<b>0,001</b>

A Tabela 4.9 e 4.10 mostram as matrizes de correlação entre os parâmetros de deslocamento angular do joelho e a velocidade da marcha durante a modalidade assistida. Nesta análise, apenas a variável K1 esquerda apresentou forte correlação negativa com a velocidade desenvolvida  $r = -0,80$ ;  $p = 0,031$ .

Tabela 4.9: Matriz de correlação entre as variáveis de deslocamento angular do joelho esquerdo a velocidade durante a marcha assistida.

		Velocidade assistida (h/s)	K1 andador esquerdo	K2 andador esquerdo	K3 andador esquerdo	K4 andador esquerdo	K5 andador esquerdo	K6 andador esquerdo
Velocidade assistida (m/s)	Pearson	1	<b>-0,800*</b>	-0,062	-0,225	-0,310	-0,516	0,038
	Correlation Sig. (2-tailed)		<b>0,031</b>	0,894	0,628	0,499	0,235	0,935
K1 andador esquerdo	Pearson	<b>-0,800*</b>	1	0,590	0,158	0,596	0,287	-0,250
	Correlation Sig. (2-tailed)	<b>0,031</b>		0,164	0,735	0,158	0,533	0,588
K2 andador esquerdo	Pearson	-0,062	0,590	1	0,118	0,695	-0,081	-0,117
	Correlation Sig. (2-tailed)	0,894	0,164		0,802	0,083	0,863	0,803
K3 andador esquerdo	Pearson	-0,225	0,158	0,118	1	-0,383	0,679	0,590
	Correlation Sig. (2-tailed)	0,628	0,735	0,802		0,397	0,094	0,163
K4 andador esquerdo	Pearson	-0,310	0,596	0,695	-0,383	1	-0,033	-0,128
	Correlation Sig. (2-tailed)	0,499	0,158	0,083	0,397		0,945	0,785
K5 andador esquerdo	Pearson	-0,516	0,287	-0,081	0,679	-0,033	1	<b>0,776*</b>
	Correlation Sig. (2-tailed)	0,235	0,533	0,863	0,094	0,945		<b>0,040</b>
K6 andador esquerdo	Pearson	0,038	-0,250	-0,117	0,590	-0,128	<b>0,776*</b>	1
	Correlation Sig. (2-tailed)	0,935	0,588	0,803	0,163	0,785	<b>0,040</b>	

\* Correlações significativas em  $p < 0,05$ 

Tabela 4.10: Matriz de correlação entre as variáveis de deslocamento angular do joelho direito a velocidade durante a marcha assistida.

		Velocidade assistida (h/s)	K1 andador direito	K2 andador direito	K3 andador direito	K4 andador direito	K5 andador direito	K6 andador direito
Velocidade assistida (m/s)	Pearson	1	-0,074	-0,103	-0,060	0,240	0,072	0,315
	Correlation Sig. (2-tailed)		0,874	0,826	0,899	0,604	0,878	0,491
K1 andador direito	Pearson	-0,074	1	<b>0,800*</b>	-0,127	-0,468	-0,809*	-0,576
	Correlation Sig. (2-tailed)	0,874		<b>0,031</b>	0,786	0,290	0,028	0,176
K2 andador direito	Pearson	-0,103	<b>0,800*</b>	1	0,086	-0,572	-0,574	-0,582
	Correlation Sig. (2-tailed)	0,826	<b>0,031</b>		0,854	0,179	0,178	0,170
K3 andador direito	Pearson	-0,060	-0,127	0,086	1	0,636	-0,047	-0,571
	Correlation Sig. (2-tailed)	0,899	0,786	0,854		0,125	0,920	0,181
K4 andador direito	Pearson	0,240	-0,468	-0,572	0,636	1	0,366	0,062
	Correlation Sig. (2-tailed)	0,604	0,290	0,179	0,125		0,420	0,894
K5 andador direito	Pearson	0,072	-0,809*	-0,574	-0,047	0,366	1	<b>0,786*</b>
	Correlation Sig. (2-tailed)	0,878	0,028	0,178	0,920	0,420		<b>0,036</b>
K6 andador direito	Pearson	0,315	-0,576	-0,582	-0,571	0,062	<b>0,786*</b>	1
	Correlation Sig. (2-tailed)	0,491	0,176	0,170	0,181	0,894	<b>0,036</b>	

\* Correlações significativas em  $p < 0,05$

#### 4.4 Discussão

Os resultados desta pesquisa sugerem que a marcha assistida pelo andador Symbiosis é caracterizada pela redução significativa da maior parte dos parâmetros espaço-temporais e de deslocamento angular do joelho avaliados. Em outras palavras, a marcha assistida foi mais lenta, com maior duração da fase de apoio simples e apoio duplo, em contraste com menor duração da fase de oscilação. A largura, comprimento do passo e a cadência foram também reduzidos.

O estudo correlacional das variáveis espaço-temporais sugere que o mesmo padrão de correlações entre os parâmetros da marcha natural são mantidos durante a marcha assistida, porém com menores magnitudes. Os achados sugerem que o andador confere um padrão de marcha mais seguro e estável, além de ser similar ao caminhar natural.

Adicionalmente, a marcha assistida também revela forte correlação positiva entre a duração da fase de oscilação direita e esquerda, e forte correlação negativa entre a duração da fase de oscilação direita e o apoio direito. A amostra reduzida do estudo dificulta a generalização desses achados, pois podem estar relacionados à variabilidade da marcha dos participantes e à respectiva adaptabilidade à marcha com o andador, uma vez que não houve treinamento prévio. Entretanto, essas observações podem sugerir que a marcha assistida apresenta fases mais bem definidas e harmônicas.

A forte correlação negativa observada entre a duração da fase de oscilação esquerda e a cadência não é clara e pode ser um achado esporádico. Estudos envolvendo amostras maiores podem confirmar essa observação.

Dentre os parâmetros cinemáticos do joelho analisados, a variável K1, relativa ao pico de flexão no momento do toque do calcanhar, não apresentou diferenças significativas dentre as modalidades de marcha avaliadas.

Por outro lado, diferenças significativas foram obtidas para o parâmetro K2, sendo menor durante a marcha assistida pelo andador. Evidências sugerem que a flexão do joelho nessa etapa é importante para amortecer o impacto da força de reação ao

solo (WINTER et al, 2009) e o comportamento do parâmetro observado durante a marcha assistida pode ser explicado, em parte, pelo fato do peso do corpo do paciente estar parcialmente sendo sustentado pelos apoios de antebraço do dispositivo, o que pode ter contribuído para reduzir a magnitude da força de reação, e, conseqüentemente uma menor flexão do joelho nesta etapa foi necessária para amortecê-la (HOLLMAN et al, 2011).

A cinemática do joelho durante a marcha assistida também foi caracterizada por apresentar menor pico de extensão durante a fase de apoio (K3), menor pico de flexão durante a fase de oscilação (K5) e menor excursão total do joelho no plano sagital (K6). Entretanto, os resultados das matrizes de correlação apresentados nas Tabelas 9 e 10 não sugerem relação entre as variáveis cinemáticas e a velocidade da marcha livre e assistida, embora este experimento não tenha sido realizado com velocidades controladas. Estudos futuros envolvendo a velocidade como variável dependente, maior tamanho amostral e métodos de análise estatística multivariada serão necessários para estudar em detalhes essas relações.

Adicionalmente, as matrizes de correlação entre as variáveis angulares do joelho mostram que a marcha assistida apresenta forte correlação positiva entre K1 e K2, sugerindo que, durante esta modalidade, o pico de flexão no momento do toque do calcanhar é diretamente proporcional ao pico de flexão durante a recepção de carga. A correlação positiva entre K5 e K6 em ambos os testes pode ser conformada através da análise da Figura 4.3, onde a redução do pico de flexão durante a oscilação implica diretamente na redução da excursão total do movimento no plano sagital.

Uma importante limitação que impede a generalização dos resultados obtidos é relativa à composição da amostra, composta unicamente por homens. Evidências recentes apontam para diferenças significativas entre os padrões cinemáticos da marcha feminina e masculina, especialmente considerando a articulação dos joelhos (KISS et al, 2011; KO et al, 2010).

Outra importante limitação do estudo é a ausência de investigações similares na literatura que permitam a comparação dos resultados obtidos neste experimento com outros estudos similares. Isso ocorre não só devido à escassez de trabalhos

nesse campo, como também aos diferentes modelos de andadores disponíveis, que impõem padrões particulares de marcha aos seus usuários. Portanto, os resultados obtidos neste experimento deverão ser reavaliados em futuras investigações clínicas envolvendo o andador Simbiosis ou outros modelos de andadores robóticos com apoio de antebraços, tal como o Andador UFES, apresentado no próximo capítulo.

## **4.5 Conclusões**

Neste estudo, os parâmetros espaço-temporais e de deslocamento angular dos joelhos foram investigados durante a marcha assistida por andador robótico com apoio nos antebraços. A marcha assistida foi, em geral, mais lenta, com maior duração da fase de apoio simples e apoio duplo, em contraste com menor duração da oscilação. Os padrões de correlação entre os parâmetros espaço-temporais foram similares em ambas as modalidades de marcha, sugerindo que a marcha com andador preserva os padrões naturais de deambulação.

A marcha assistida foi caracterizada por redução significativa do pico de flexão do joelho durante a recepção de carga, do pico de extensão máxima da fase de apoio, do pico de flexão da fase de oscilação e da excursão geral do joelho no plano sagital. Os resultados não apontam correlações dessas variáveis com a velocidade desenvolvida, e futuros estudos serão necessários para explicar melhor o comportamento desses parâmetros, especialmente no caso de investigações envolvendo distúrbios patológicos da marcha.



## **5 ANÁLISE DE PARÂMETROS CINEMÁTICOS DO JOELHO DE MULHERES COM OSTEOARTROSE MODERADA ANTES E APÓS A MARCHA ASSISTIDA UTILIZANDO O ANDADOR UFES**

Os diferentes modelos de andadores inteligentes descritos na literatura apresentam grande variedade de funcionalidades voltadas para aplicações clínicas em potencial, as quais foram discutidas no capítulo 3. Entretanto, a maioria dos trabalhos publicados envolve apenas a descrição do sistema desenvolvido e os potenciais benefícios para os usuários, criando uma carência na literatura acerca de ensaios clínicos bem conduzidos, que visem avaliar o real impacto de tais dispositivos sobre os parâmetros biomecânicos de uma condição clínica de interesse.

Este capítulo apresenta um experimento envolvendo a análise do comportamento cinemático do joelho de participantes portadores de OA moderada. O objetivo geral é comparar as variáveis angulares do joelho no plano sagital durante a marcha livre e assistida utilizando o Andador UFES.

As características e respectiva relevância clínica da OA de joelhos, bem como as variáveis biomecânicas a serem investigadas já foram apresentadas e discutidas nos capítulos anteriores.

Este capítulo inicia com a descrição da metodologia utilizada, destacando os procedimentos detalhados da seleção dos participantes, o protocolo experimental, a aquisição e tratamento dos dados. Em seguida, serão apresentados os resultados com base na estatística de comparação entre os parâmetros selecionados e a construção das matrizes de correlação para avaliar os padrões de interação entre as variáveis. A discussão e conclusão dos resultados encerra a parte final do capítulo.

## 5.1 Metodologia

### 5.1.1 Participantes

Para a composição da amostra, foram eleitos para inclusão indivíduos de ambos os sexos, acima de 55 anos de idade, capazes de deambular sem ajuda por pelo menos 25 metros, não ter realizado nenhum tratamento de reabilitação por no mínimo 2 meses e não estar fazendo uso de medicamentos analgésicos nos últimos 7 dias. O diagnóstico da OA foi feito com base nos critérios clínicos e radiográficos da *American College of Rheumatology*, os quais conferem 91% de sensibilidade e 86% de especificidade ao diagnóstico (ALTMAN et al, 1986; NAGANO et al, 2011), e foi realizado por um médico ortopedista com mais de 30 anos de experiência na avaliação de pacientes com osteoartrose e em cirurgia de Artroplastia Total de Joelho (ATJ), auxiliado por um fisioterapeuta com 10 anos de experiência em terapia manual e avaliação funcional.

O tamanho da amostra foi calculado tendo como parâmetros a diferença entre duas médias pareadas com significância bicaudal, tamanho do efeito de 0,7, poder estatístico de 80% e alfa ajustado para 0,05. Tais parâmetros indicaram tamanho amostral mínimo de 15 sujeitos, o que é compatível com as amostras de outros estudos envolvendo análise biomecânica da marcha de idosos com OA. Os cálculos amostrais foram realizados através do software *G-Power* versão 3.1.

Os critérios de exclusão utilizados durante o processo de seleção foram: traumas recentes; histórico de cirurgias prévias de membros inferiores, pelve ou coluna lombar; doenças neuromusculares e outras formas patológicas de artrite; presença de sequelas neurológicas; doenças cardiovasculares que contraindicassem a realização dos experimentos; distúrbios ortopédicos de membros superiores que impedissem o suporte de carga pelos antebraços e osteoartrite unilateral. O diagrama do processo de seleção está descrito na Figura 5.1. Ao final do

recrutamento, 15 participantes cumpriram com todos os critérios de inclusão e concordaram em participar dos experimentos.

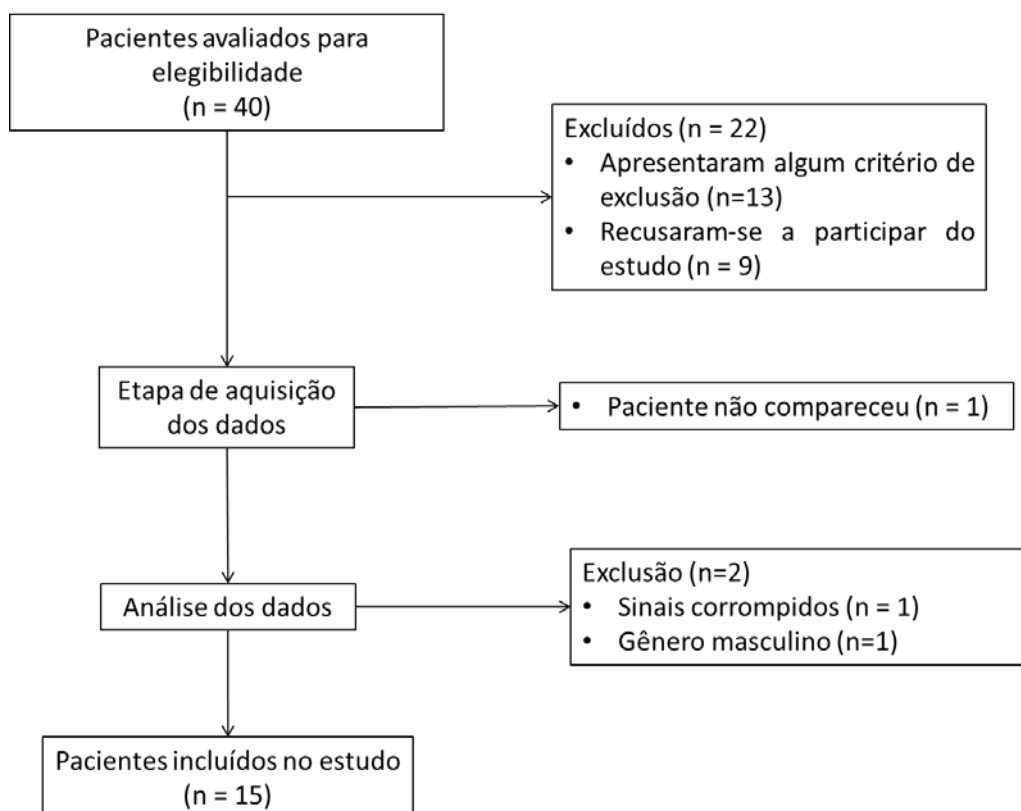


Figura 5.1: Diagrama de seleção e exclusão dos participantes do estudo.

A classificação dos sujeitos portadores de OA moderada foi feita com base nos critérios radiológicos de Kellgren-Lawrence graus 2 ou 3, exame físico e não indicação de ATJ (ZENI et al, 2010; ASTEPHEN et al, 2008). Segundo Astephen et al (2008), esses critérios resultam em divisão adequada entre indivíduos com OA moderada e severa. Informações clínicas adicionais incluíram avaliação funcional através do *Western Ontario and McMaster University Questionnaire* (WOMAC), previamente validado no Brasil para utilização em pesquisas envolvendo osteoartrose, dados demográficos e intensidade subjetiva da dor através da Escala Visual Analógica (EVA) (Tabela 5.1).

Tabela 5.1: Características demográficas dos participantes.

	<b>N</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</b>
Idade	15	55	80	61,87	7,140
Peso	15	52	136	80,12	22,32
Altura	15	1,43	1,57	1,51	0,04
IMC	15	25,49	56,66	34,67	8,33
EVA	15	2	10	7,73	2,15
Womac Dor	15	2	19	12,73	5,49
Womac Rigidez	15	0	8	4,93	2,52
Womac Função	15	0	61	42,20	18,47

IMC. Índice de Massa Corporal; EVA. Escala Analógica Visual.

Todos os participantes concordaram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A). O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da UFES (ANEXO A).

### **5.1.2 Procedimentos experimentais**

O experimento de análise da marcha foi conduzido no Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo (CREFES) em um salão destinado a atividades de reabilitação em grupo, cujas dimensões eram adequadas para a realização dos testes.

Antes dos testes de caminhada foi realizado o registro dos dados demográficos dos pacientes (peso, altura, idade) em uma ficha específica (APÊNDICE B), preenchimento dos questionários clínicos WOMAC (ANEXO B) e Escala Visual Analógica (EVA) e do TCLE. Todos os pacientes foram instruídos acerca dos objetivos do experimento, mas nenhum teste preliminar de familiarização com o andador foi realizado, com o objetivo de avaliar a facilidade de uso do andador em situações reais de compensação funcional.

Não houve instruções adicionais acerca da velocidade adequada dos testes para permitir o desenvolvimento do padrão natural de locomoção do paciente. O Protótipo do andador da UFES utilizado nesta pesquisa está apresentado na Figura 5.2

Os sensores inerciais foram posicionados no terço médio da face anterior da coxa e da perna dos pacientes (Figura 5.3) e calibrados em posição de extensão máxima com o paciente em pé. O membro inferior com o joelho mais sintomático foi utilizado para avaliação.

Após a calibragem dos sensores, os pacientes foram posicionados no início da via de testes e solicitados a caminhar em linha reta ao longo de um trajeto de 8 metros de comprimento. Cada sujeito foi solicitado a realizar cinco testes de caminhada livre e cinco testes de caminhada assistida com Andador UFES. Entretanto, devido às dores durante a deambulação, alguns pacientes realizaram menos repetições, mas não menos de três em cada teste.



Figura 5.2 – Versão do Andador UFES utilizada durante o protocolo experimental.

### **5.1.3 Aquisição dos dados e extração das variáveis cinemáticas**

Nesta pesquisa foram utilizados sensores inerciais 3D para aquisição e quantificação dos parâmetros cinemáticos. A utilização de tais dispositivos em estudos envolvendo a análise da marcha ainda é recente na literatura, e protocolos específicos para sua utilização na prática científica, em especial envolvendo a análise clínica do joelho, ainda são escassos. Entretanto, pesquisas recentes já mostram que a utilização de tais dispositivos é mais adequada para a prática clínica corriqueira, associado a um menor custo de operação quando comparado aos dispositivos optoeletrônicos tradicionais (FAVRE et al, 2009). A oclusão dos marcadores pela estrutura do andador é outro problema relevante a ser considerado em testes de marcha assistida em sistemas optoeletrônicos, uma vez que várias caminhadas podem ser repetidas até a obtenção de um teste adequado (FRIZERA et al, 2012). Essa condição é particularmente indesejada para pacientes com distúrbios do membro inferior, pois pode provocar exacerbação dos sintomas e o desenvolvimento de padrões de marcha compensatórios, comprometendo a qualidade e precisão dos dados.

Para a extração do ângulo sagital do joelho, foram utilizados Unidades de Medida Inerciais (IMUs, do inglês *Inertial Measurement Units*) com comunicação sem-fio (ZigBee) e vestíveis denominadas, ZIMUED (CIFUENTES et al, 2012; CIFUENTES et al, 2013). Cada sensor envia dados tridimensionais de aceleração, velocidade angular e orientação nos três planos de movimento (*roll*, *pitch*, *yaw*), através da rede ZigBee para um outro sensor que atua como coordenador da rede. Os sinais dos sensores são obtidos com frequência de amostragem de 50Hz.

Neste trabalho, os sensores foram posicionados nos terços médios da coxa e perna do participante. O ângulo *pitch* é o parâmetro de interesse e se refere à orientação no plano sagital. A Figura 5.3 mostra o posicionamento dos sensores e a orientação dos eixos de cada dispositivo, e a Figura 5.4 mostra uma participante realizando o teste de marcha assistida. A portabilidade das IMUs também foi um fator considerado na seleção desse dispositivo, pois permite que o andador seja testado em uma maior variedade de ambientes de teste e não somente dentro de um laboratório instrumentado.

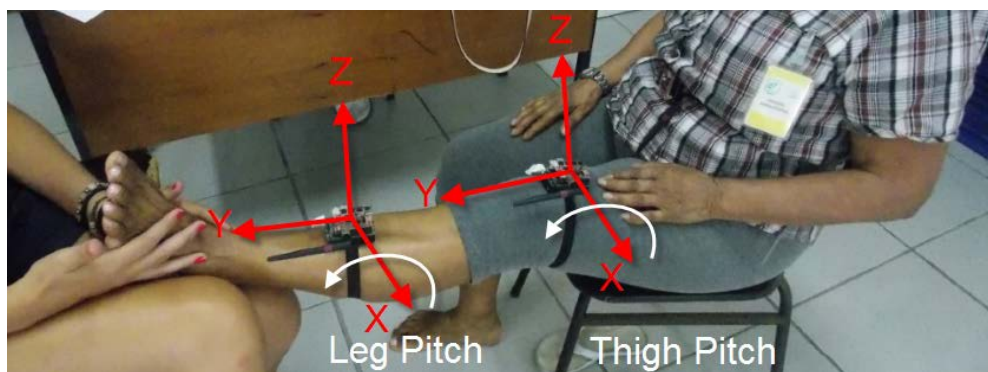


Figura 5.3. Posicionamento das IMUs e orientação dos eixos de cada sensor. O movimento em torno do eixo X corresponde à orientação no plano sagital.

Para medir o deslocamento angular do joelho no plano sagital, os ângulos (*pitch*) da coxa e da perna foram subtraídos. A Figura 5.5 mostra os ângulos individuais de cada sensor e o resultado da subtração, gerando a forma de onda característica do comportamento cinemático do joelho no plano sagital.



Figura 5.4: Participante realizando um teste de marcha assistida.

Os parâmetros cinemáticos de interesse também foram baseados no trabalho de Benedetti et al. (1998), já tendo sido descritos na seção 4.2.3.2 e apresentados na

Figura 4.3. Entretanto, como nesta pesquisa foram utilizados IMUs para aquisição dos dados, o parâmetro K4 (Figura 4.3) não pode ser obtido ao não ser possível uma medição do momento exato em que o pé deixa o solo, iniciando a fase de oscilação.

A extração dos parâmetros foi feita diretamente nos diagramas dos sinais gerados pelo software Matlab, após a subtração dos ângulos *pitch* dos dois sensores anteriormente mencionados. O primeiro e o último ciclo da série de cada teste foram excluídos, de forma que apenas os ciclos intermediários, correspondentes à marcha em velocidade natural do paciente, foram aproveitados (Figura 5.6).

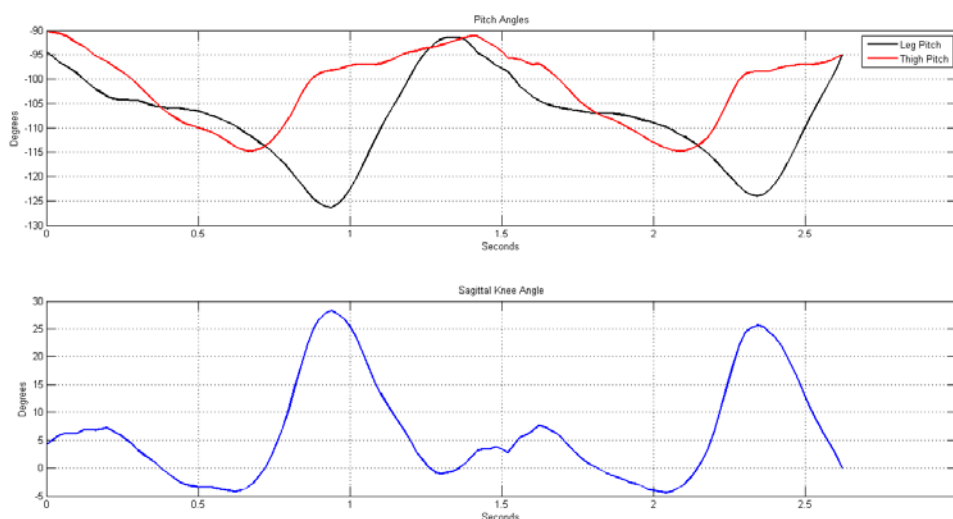


Figura 5.5: Gráfico mostrando os ângulos *pitch* de cada sensor (acima) durante dois ciclos da marcha e o resultado da subtração, resultando nos ângulos do joelho no plano sagital.

Todos os sinais também foram avaliados quanto à presença de ruído excessivo (proveniente do deslocamento dos sensores durante teste) que pudesse comprometer a interpretação e extração dos parâmetros. Tais sinais foram excluídos da análise.

Cada conjunto de parâmetros de cada teste, tanto da marcha livre quanto assistida, foi organizado em uma tabela do Microsoft Excel para posterior análise estatística.



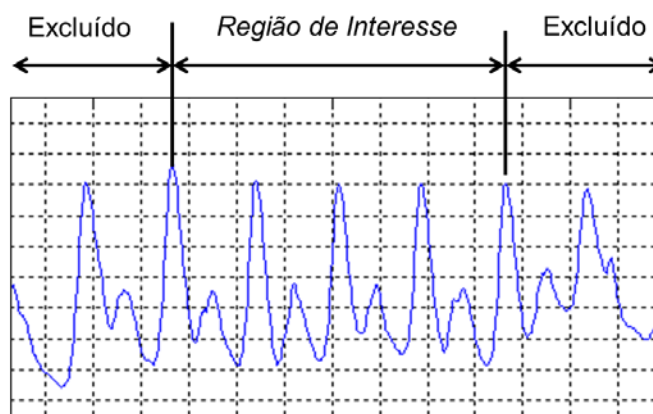


Figura 5.6: Esquema mostrando a seleção da região de interesse do sinal para extração dos parâmetros cinemáticos do joelho no plano sagital

Todos os sinais também foram avaliados quanto à presença de ruído excessivo (proveniente do deslocamento dos sensores durante teste) que pudesse comprometer a interpretação e extração dos parâmetros. Tais sinais foram excluídos da análise.

Cada conjunto de parâmetros de cada teste, tanto da marcha livre quanto assistida, foi organizado em uma tabela do Microsoft Excel para posterior análise estatística.

#### **5.1.4 Análise estatística**

A análise estatística foi realizada de forma similar ao experimento com o Andador Simbiosis descrito no capítulo 4, por se tratar de um experimento de medidas repetidas. A hipótese nula foi definida como a ausência de diferença estatisticamente significativa entre os pares de variáveis da marcha livre e assistida.

Primeiramente, foram construídas as estatísticas descritivas principais de cada um dos parâmetros de interesse. Em um segundo momento, todos os conjuntos de

dados foram analisados através do teste de Shapiro-Wilk para avaliação dos padrões de distribuição. Com base nos resultados do teste, as variáveis com distribuição aproximadamente gaussiana foram comparadas utilizando o Teste-T de Student para amostras pareadas. Variáveis com distribuições anormais foram comparadas através do teste de *Ranking* de sinais de Wilcoxon.

A terceira parte da análise foi a construção das matrizes de correlação entre as variáveis cinemáticas, e entre as variáveis cinemáticas e os parâmetros clínicos de dor, rigidez e função. As matrizes também respeitaram os padrões da distribuição dos conjuntos de dados, onde os parâmetros gaussianos foram analisados com o coeficiente de correlação de Pearson, e os parâmetros não-paramétricos analisados por meio do coeficiente de correlação de Spearman.

## 5.2 Resultados

Os resultados da análise do teste de Shapiro-Wilk estão dispostos na Tabela 5.2, evidenciando que o parâmetro K2 da marcha assistida apresentou distribuição significativamente diferente do padrão gaussiano (não-paramétrico). As demais variáveis apresentaram distribuição aproximadamente gaussiana (paramétrica).

Tabela 5.2: Resultados do Teste de Shapiro-Wilk.

Parâmetro cinemático	Shapiro-Wilk		
	Estatística (W)	df	Sig.
K1 - Toque do calcanhar	0,926	15	0,239
<b>K2 - Recepção de carga</b>	<b>0,830</b>	<b>15</b>	<b>0,009</b>
K3 - Máx extensão em apoio	0,947	15	0,476
K5 - Máx flexão em oscilação	0,969	15	0,836
K6 - Máx excursão sagital	0,945	15	0,456
K1 Livre - Toque do calcanhar	0,949	15	0,512
K2 Livre - Recepção de carga	0,942	15	0,413
K3 Livre - Máx extensão em apoio	0,968	15	0,832
K5 Livre - Máx flexão em oscilação	0,941	15	0,391
K6 Livre - Máx excursão sagital	0,974	15	0,909

O parâmetro K2, em negrito, apresentou distribuição não-paramétrica.

A estatística descritiva dos parâmetros avaliados está apresentada na Tabela 5.3. Com base nos resultados do teste de normalidade (Shapiro-Wilk), a medida de tendência central a ser considerada para a variável K2 é a mediana (e a respectiva distância interquartilica), ao passo que as demais variáveis paramétricas apresentam o centro da distribuição representado pela média e respectivo desvios-padrão.

Tabela 5.3: Estatística descritiva das variáveis cinemáticas do joelho (em graus).

	K1	K2	K3	K5	K6	K1	K2	K3	K5	K6
	Andador	Andador	Andador	Andador	Andador	Livre	Livre	Livre	Livre	Livre
Média	<b>8,09</b>	15,12	<b>2,60</b>	<b>32,62</b>	<b>36,29</b>	<b>7,77</b>	<b>15,44</b>	<b>3,51</b>	<b>33,29</b>	<b>36,24</b>
Mediana	6,84	<b>15,39</b>	2,52	32,06	35,38	6,67	15,78	3,70	32,89	36,38
Desvio Padrão	4,46	4,80*	2,97	5,02	5,46	3,70	2,93	2,08	5,96	6,30
Mínimo	2,25	8,02	-4,59	24,66	29,11	2,59	10,81	-0,71	22,78	24,95
Máximo	18,88	25,57	7,76	44,12	48,52	15,81	22,09	6,45	44,64	48,96

Os valores em negrito correspondem às medidas de tendência central das distribuições.

\* Valor correspondente à distância interquartilica.

Os parâmetros clínicos apresentados pelos participantes apresentaram correlações (forte a moderada) significativas entre si, exceto para os escores de rigidez do WOMAC e da intensidade da dor da EVA (Tabela 5.4)

Tabela 5.4: Estatística de correlação entre os parâmetros clínicos avaliados.

Parâmetros Clínicos		EVA	Womac FUNÇÃO	Womac DOR	Womac RIGIDEZ
EVA	Coefficiente de correlação	1	<b>0,760</b>	<b>0,644</b>	0,482
	Sig. (2-tailed)	.	<b>0,001</b>	<b>0,010</b>	0,069
Womac FUNÇÃO	Coefficiente de correlação	<b>0,760</b>	1	<b>0,808</b>	<b>0,514</b>
	Sig. (2-tailed)	<b>0,001</b>	.	<b>0,000</b>	<b>0,050</b>
Womac DOR	Coefficiente de correlação	<b>0,644</b>	<b>0,808</b>	1	<b>0,818</b>
	Sig. (2-tailed)	<b>0,010</b>	<b>0,000</b>	.	<b>0,001</b>
Womac RIGIDEZ	Coefficiente de correlação	0,482	<b>0,514*</b>	<b>0,818</b>	1
	Sig. (2-tailed)	0,069	<b>0,050</b>	<b>0,001</b>	.

\* Utilizado o coeficiente de Spearman.

\*\* Utilizado coeficiente de Pearson (variáveis paramétricas).

A segunda etapa da análise dos dados foi a comparação pareada das variáveis da marcha livre e os pares correspondentes da marcha assistida. As comparações entre os parâmetros K1, K3, K5 e K6 foram realizadas através do Teste T-Student para amostras pareadas e estão apresentadas na Tabela 5.5. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores das variáveis obtidas durante a marcha livre e assistida.

Tabela 5.5: Análise comparativa entre os pares de variáveis paramétricas (K1, K3, K5, K6).

		Diferenças Pareadas					t	df	Sig. (2-tailed)
		Média pareada	Desvio-padrão	Erro padrão da média	95% Intervalo de confiança da diferença				
					Inferior	Superior			
Par 1	K1 Assistida K1 Livre	0,32	3,32	0,85	-1,51	2,16	0,378	14	0,711
Par 2	K3 Assistida K3 Livre	-0,91	2,84	0,73	-2,49	0,65	-1,251	14	0,231
Par 3	K5 Assistida K5 Livre	-0,66	3,96	1,02	-2,86	1,52	-0,654	14	0,523
Par 4	K6 Assistida K6 Livre	0,04	4,68	1,20	-2,55	2,63	0,036	14	0,972

A variável K2, por ser não-paramétrica, foi analisada através do teste de ranking de sinais de Wilcoxon, cujo resultado também não revelou diferenças estatisticamente significativas entre os parâmetros da marcha livre e assistida ( $Z = -0,454$ ;  $p = 0,650$ ).

A terceira etapa da análise consistiu na construção das matrizes de correlação entre variáveis cinemáticas e da matriz de correlação entre os parâmetros clínicos e cinemáticos. A Tabela 5.6 apresenta os coeficientes de Pearson para as variáveis cinemáticas paramétricas. Os resultados mostraram que houve correlação positiva (moderada a forte) entre as variáveis K1, K5 e K6 da marcha livre e suas respectivas contrapartes da marcha assistida. Os parâmetros K5 e K6, entretanto, apresentaram ainda forte correlação positiva entre si, tanto para a marcha livre quanto assistida.

A matriz de correlação envolvendo o parâmetro K2 foi construída utilizando o coeficiente de correlação de Spearman, devido ao parâmetro apresentar distribuição não-paramétrica. Os resultados apresentados na Tabela 5.7 mostram que também houve moderada correlação positiva entre K2 obtido na marcha livre e assistida;

moderada correlação entre K2 e K5 da marcha assistida; e ainda moderada correlação entre K6 da marcha livre e ambos os parâmetros K2.

Tabela 5.6: Matriz de correlação das variáveis cinemáticas paramétricas.

Parâmetros		K1 Andador	K1 Livre	K3 Andador	K3 Livre	K5 Andador	K5 Livre	K6 Andador	K6 Livre
K1 Andador	Pearson	1	<b>0,684</b>	-0,040	-0,409	<b>0,779</b>	<b>0,566</b>	<b>0,631</b>	0,490
	Sig. (2-tailed)	-	<b>0,005</b>	0,889	0,130	<b>0,001</b>	<b>0,028</b>	<b>0,012</b>	0,063
K1 Livre	Pearson	<b>0,684</b>	1	-0,034	-0,305	0,456	0,498	0,411	0,441
	Sig. (2-tailed)	<b>0,005</b>	-	0,903	0,268	0,087	0,059	0,128	0,100
K3 Andador	Pearson	-0,040	-0,034	1	0,412	0,201	-0,105	0,084	-0,051
	Sig. (2-tailed)	0,889	0,903	-	0,127	0,473	0,710	0,766	0,857
K3 Livre	Pearson	-0,409	-0,305	0,412	1	-0,109	-0,150	0,040	0,092
	Sig. (2-tailed)	0,130	0,268	0,127	-	0,699	0,594	0,888	0,745
K5 Andador	Pearson	<b>0,779</b>	0,456	0,201	-0,109	1	<b>0,753</b>	<b>0,925</b>	<b>0,709</b>
	Sig. (2-tailed)	<b>0,001</b>	0,087	0,473	0,699	-	<b>0,001</b>	<b>0,000</b>	<b>,003</b>
K5 Livre	Pearson	0,566	0,498	-0,105	-0,150	<b>0,753</b>	1	<b>0,705</b>	<b>0,956</b>
	Sig. (2-tailed)	0,028	0,059	0,710	0,594	<b>0,001</b>	-	<b>0,003</b>	<b>,000</b>
K6 Andador	Pearson	0,631	0,411	0,084	0,040	<b>0,925</b>	<b>0,705</b>	1	<b>0,692</b>
	Sig. (2-tailed)	0,012	0,128	0,766	0,888	<b>0,000</b>	<b>0,003</b>	-	<b>0,004</b>
K6 Livre	Pearson	0,490	0,441	-0,051	0,092	<b>0,709</b>	<b>0,956</b>	<b>0,692</b>	1
	Sig. (2-tailed)	0,063	0,100	0,857	0,745	<b>0,003</b>	<b>0,000</b>	<b>0,004</b>	-

Tabela 5.7: Matriz de correlação da variável K2 (não-paramétrica).

		K1 Andador	K1 Livre	K3 Andador	K3 Livre	K5 Andador	K5 Livre	K6 Andador	K6 Livre	K2 Andador	K2 Livre
K2 Andador	Spearman	<b>0,614</b>	0,464	0,427	-0,03	<b>0,575</b>	0,446	0,457	<b>0,521</b>	1	<b>0,514</b>
	Sig. (2-tailed)	<b>0,015</b>	0,081	0,113	0,909	<b>0,025</b>	0,095	0,087	<b>0,046</b>	.	<b>0,050</b>
K2 Livre	Spearman	0,300	<b>0,754</b>	0,136	0,186	0,179	0,425	0,196	<b>0,604</b>	<b>0,514</b>	1
	Sig. (2-tailed)	0,277	<b>0,001</b>	0,628	0,508	0,524	0,114	0,483	<b>0,017</b>	<b>0,050</b>	.

A relação entre as variáveis clínicas e cinemáticas estão apresentadas na Tabela 5.8. O parâmetro K3 da marcha assistida apresentou correlação negativa moderada com o escore de dor do WOMAC e forte correlação negativa com o escore de função do mesmo questionário. Nenhuma outra variável cinemática apresentou interação com os dados clínicos obtidos.

Tabela 5.8: Matriz de correlação entre as variáveis cinemáticas avaliadas e os parâmetros clínicos.

		K1	K1	K3	K3	K5	K5	K6	K6	K2	K2
		Andador	Livre	Andador	Livre	Andador	Livre	Andador	Livre	Andador	Livre
Womac	Pearson	0,176	0,229	-0,597	-0,203	-0,224	0,066	-0,215	0,031	-0,140	0,109
DOR	Sig. (2-tailed)	0,529	0,412	0,019	0,469	0,422	0,814	0,442	0,912	0,619	0,700
Womac	Pearson	-0,064	-0,018	-0,321	-0,068	-0,309	-0,160	-0,329	-0,196	-0,292	-0,119
RIGIDEZ	Sig. (2-tailed)	0,821	0,948	0,244	0,810	0,262	0,570	0,232	0,484	0,291	0,672
Womac	Spearman	0,063	0,157	-0,712	-0,200	-0,397	-0,154	-0,302	-0,197	-0,282	0,172
FUNÇÃO	Sig. (2-tailed)	0,825	0,576	0,003	0,474	0,143	0,584	0,274	0,482	0,308	0,541
EVA	Spearman	-0,020	-0,201	-0,357	0,173	-0,404	-0,380	-0,251	-0,260	-0,212	-0,046
	Sig. (2-tailed)	0,943	0,473	0,192	0,537	0,136	0,163	0,368	0,350	0,448	0,871

### 5.3 Discussão

Esta pesquisa investigou o comportamento dos parâmetros cinemáticos do joelho de mulheres com osteoartrose moderada durante a marcha livre e assistida pelo Andador da UFES. O processo de seleção dos participantes foi elaborado de forma a reduzir ao máximo a variabilidade dos dados relativos a fatores clínicos e demográficos. A forte correlação observada entre os escores dos parâmetros de dor, rigidez e função no período de realização dos testes (Tabela 5.4) sugere que, em média, as participantes apresentavam impotência funcional importante do joelho acometido, associada a dor intensa e rigidez moderada.

Outra característica relevante da amostra foi o elevado índice de massa corporal observado, com média de 34,67 ( $\pm 8,33$ ) Kg/m<sup>2</sup>, mas variando entre 25,49 Kg/m<sup>2</sup> (sobrepeso) e 56,66 Kg/m<sup>2</sup> (obesidade mórbida). Tais achados mostram que nenhuma das participantes se encontrava dentro da faixa ideal de massa corporal, configurando importante fator de risco para perpetuação e disseminação da cascata inflamatória da OA, além de própria sobrecarga mecânica do joelho durante a marcha (SOWERS E KARVONEN-GUTIERREZ, 2010; LOESER, 2011).

Neste estudo foram utilizados sensores inerciais 3D para aquisição e quantificação das variáveis cinemáticas de interesse. Tais dispositivos têm sido considerados como alternativas mais adaptáveis à prática clínica corriqueira em comparação com dispositivos optoeletrônicos tradicionais (FAVRE et al, 2009). Entretanto, a utilização isolada dos sensores não permite a identificação do parâmetro K4 referente à transição entre a fase de apoio e oscilação do ciclo da marcha, comprometendo a análise dos padrões espaço-temporais do ciclo.

Em geral, os resultados mostraram que a marcha dos indivíduos (tanto livre quanto assistida) foi caracterizada pela redução de todos os parâmetros cinemáticos, em comparação com os achados do estudo com o andador Simbiosis (descrito no capítulo 4) envolvendo indivíduos saudáveis. Tais achados mostram que as participantes desenvolverem um padrão de marcha com menor grau de extensão do joelho durante a fase de apoio, menor flexão durante a oscilação e, conseqüentemente, redução da excursão total do movimento no plano sagital, corroborando achados prévios de outros estudos que compararam indivíduos com OA e assintomáticos (ASTEPHEN E DELUZIO, 2005; DELUZIO E ASTEPHEN, 2007; ASTEPHEN et al, 2008; ZENI e HIGGINSON, 2010a; KISS, 2011; KRAUSS et al, 2012). Tal comportamento pode ser explicado ainda pela intensidade da dor e dos distúrbios funcionais associados, que impõem um padrão de marcha mais lento e com passos mais curtos (ALBUQUERQUE et al, 2008).

Os resultados da análise dos dados não revelaram diferenças estatisticamente significativas entre os parâmetros cinemáticos avaliados, sugerindo que a marcha assistida pelo Andador UFES não modificou o comportamento cinemático do joelho no plano sagital. Vários fatores, entretanto, podem ter contribuído para esses resultados.

Os testes envolvendo a marcha assistida foram realizados sem treinamento prévio das participantes, com o objetivo de avaliar a facilidade de uso do dispositivo. Todavia, tal estratégia pode ter tido alguma influência nos resultados finais, uma vez que alguns pacientes podem não ter deambulado sustentando parcialmente o peso corporal sobre o dispositivo, e simplesmente empurraram o andador durante os testes. Dessa forma, a função de sustentação de peso não foi realizada adequadamente, e os parâmetros cinemáticos permaneceram similares aos da

marcha livre. Tal situação pode justificar a forte correlação positiva entre os pares correspondentes de variáveis cinemáticas da marcha livre e assistida, especialmente no caso das fortes correlações observadas entre os parâmetros K5 e K6 livre e assistido (Tabela 5.5). Outro fator que potencialmente possa ter dificultado a descarga parcial de peso foi a altura fixa dos suportes de antebraço, que não permitiu um ajuste personalizado para adaptação adequada dos membros superiores.

Tais situações apontam para a necessidade de correções da estrutura do dispositivo, do monitoramento das características cinéticas dos membros superiores em estudos futuros, e ainda implementação da etapa de treinamento prévio dos indivíduos para a utilização correta do dispositivo.

A marcha assistida ainda foi marcada pela correlação positiva entre as variáveis K1, K2 e K5, sugerindo que quanto maior o ângulo de flexão no momento do toque do calcanhar, maior o ângulo de flexão durante a resposta de carga e, conseqüentemente, maior o ângulo de máxima flexão na fase de oscilação. A interação entre essas três variáveis não foi observada durante a marcha livre e pode representar um efeito da utilização do andador, embora nenhum desses parâmetros tenha apresentado interação com as variáveis clínicas mensuradas.

A variável K3 da marcha assistida foi o único parâmetro cinemático que apresentou interação com as variáveis clínicas, apresentando correlação negativa moderada e forte, respectivamente, com os índices de dor e função do WOMAC. O comportamento dessa variável foi caracterizado por sua redução durante a marcha assistida em comparação com a marcha livre, sendo contrário ao padrão observado em indivíduos saudáveis durante o experimento com o Andador Simbiosis.

Embora os escores de dor e função não tenham sido coletados durante a realização dos testes, a verificação de uma interação entre tais parâmetros e a variável K3 indica a necessidade de estudos adicionais e podem refletir um efeito clínico direto da utilização do Andador UFES.



## 6 CONCLUSÕES E ESTUDOS FUTUROS

Esta pesquisa consistiu na primeira aplicação clínica do Andador UFES, sendo utilizado para avaliar os padrões cinemáticos do joelho de pacientes portadores de OA moderada. O interesse no estudo da OA advém do fato desta patologia ser altamente prevalente na população idosa, com etiologia fortemente associada aos desequilíbrios mecânicos do ambiente articular.

A não verificação de diferenças estatisticamente significativas entre os parâmetros cinemáticos da marcha livre e assistida observados no experimento final não pode ser considerado resultados definitivos, uma vez que vários fatores podem ter influenciado os dados finais. O fator mais importante a ser considerado em estudos futuros é a certeza de que os participantes estarão utilizando corretamente o dispositivo em termos de descarga parcial do peso corporal. Nesse contexto, os novos experimentos devem contar com um período de adaptação do paciente ao dispositivo, para garantir que essa funcionalidade seja realizada adequadamente. Adicionalmente, a nova versão do Andador (Figura 6.1) já conta com a presença de sensores de força 3D nos antebraços que servirão para estudar as características dos padrões cinéticos dos membros superiores dos pacientes e também poderão ser utilizados como mecanismo de *feedback* para confirmar que a descarga de peso esteja sendo efetivamente realizada. Outra questão a ser corrigida é a adequação da altura dos apoios dos antebraços durante os testes de marcha assistida. A altura fixa do andador pode não ter sido a mais adequada para algumas participantes, prejudicando a descarga parcial de peso.

Os achados desse estudo também devem ser interpretados com cuidado quanto à sua generalização para a população geral. Este experimento contou exclusivamente com participantes do sexo feminino e a interpretação dos resultados não se aplica aos indivíduos do sexo masculino, uma vez que evidências recentes mostram que o comportamento cinemático do joelho desses grupos populacionais durante a marcha não são similares (KO et al, 2010). Tal informação deve ser considerada em cálculos amostrais de estudos futuros.



Figura 6.1: Versão mais recente do Andador UFES, contando com sensores de força 3D nos suportes de antebraço e sensor laser.

A estatística conduzida no experimento é adequada para análises de medidas repetidas de parâmetros discretos. Entretanto, tais análises utilizam apenas alguns pontos críticos do sinal, desprezando os demais segmentos da forma de onda. Embora tal estratégia tenha validade científica estabelecida, é possível que existam diferenças significativas localizadas em outros pontos ao longo do ciclo da marcha. Nesse contexto, a aplicação de técnicas multivariadas utilizando todo o sinal pode ser útil para extrair o máximo de características do ciclo e aprimorar o estudo da interação entre variáveis.

A aquisição dos parâmetros cinemáticos do joelho das participantes foi realizada através de sensores inerciais (IMUs). Esses dispositivos são versáteis, portáteis e conferem alta precisão de medidas em comparação com sistemas optoeletrônicos, os quais apresentam custo muito elevado de implantação e nenhuma portabilidade. A pesquisa com o Andador Simbiosis revelou que a oclusão de marcadores é um

problema importante a ser considerado em testes de marcha assistida, uma vez que várias caminhadas tiveram de ser repetidas até a obtenção de um conjunto adequado de testes. No caso de pacientes com osteoartrose, cujos sintomas são exacerbados por caminhadas prolongadas, a repetição excessiva de testes pode influenciar nos dados finais uma vez que a dor impõe padrões compensatórios de marcha. Contudo, a utilização de IMUs em experimentos de marcha é considerada uma estratégia recente e os protocolos de aquisição devem ser aprimorados em futuros experimentos para garantir a máxima precisão de medidas em diferentes ambientes e condições clínicas.

A aquisição de parâmetros espaço-temporais é também um ponto importante para a análise da marcha de pacientes com OA de joelhos, mas a utilização isolada das IMUs não permite a obtenção de todos os parâmetros de interesse. Para resolver essa questão, a versão mais recente do Andador (Figura 6.1) já conta com sensor laser instalado, direcionado para os membros inferiores do usuário, com a finalidade de medir a distância às pernas do usuário. Em estudos futuros os parâmetros cinemáticos do joelho obtidos pelas IMUs deverão ser complementados com as características espaço-temporais medidas através do sensor laser, permitindo uma caracterização completa das características cinemáticas da marcha do usuário.

## 6.1 Publicações realizadas dentro do contexto desta pesquisa

1. ELIAS, A; FRIZERA, A; BASTOS, T.F. Robotic walkers from a clinical point of view: feature-based classification and proposal of a model for rehabilitation programs. **XIV Reunión de Trabajo en Procesamiento de la Información y Control**, p.1-5, 2011.
2. ELIAS, ARLINDO; FRIZERA, ANSELMO; BASTOS, TEODIANO FREIRE; VALADÃO, C. Robotic walkers from a clinical point of view: feature-based

classification and proposal of the. **Biosignals and Biorobotics Conference.**, p.1-7, 2012.

3. FRIZERA, ANSELMO; ELIAS, ARLINDO; ANTONIO, J.; CERES, R.; BASTOS, TEODIANO FREIRE. Characterization of Spatio-Temporal Parameters of Human Gait Assisted by a Robotic Walker. **4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)**, p.1087-1091, 2012.
4. SCHNEIDER JUNIOR, V. A.; FRIZERA NETO, A.; VALADÃO, C. T.; ELIAS, A.; BASTOS FILHO, T.F.; BENTO FILHO, A. Detecção de pernas utilizando um sensor de varredura laser aplicado a um andador robótico. **XII Congresso Brasileiro de Automática**, p.1364-1370, 2012.
5. VALADÃO, CARLOS ; SCHNEIDER JÚNIOR, VALMIR ; ELIAS, ARLINDO ; FRIZERA NETO, ANSELMO ; BASTOS FILHO, T. F. ; CARELLI, RICARDO . Desarrollo de un Andador Robotizado para Ayuda a la Marcha Humana. In: **VII Jornadas Argentinas de Robótica, 2012, Olavarría. Memorias de las VII Jornadas Argentinas de Robótica**, 2012. p. 6 pg.
6. JUNIOR, V. A. S.; NETO, A. F.; VALADÃO, C. T.; ELIAS, A.; FILHO, T. F. B. Técnica para detecção de pernas via sensor laser para controle de um andador robótico. **Seminario CYTED de la Red Temática IBERADA y las V Jornadas AITADIS de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad**, 2012.

## 7 REFERENCIAS

ABELLANAS, A.; FRIZERA, A.; CERES, R.; GALLEGU, J. A. Estimation of gait parameters by measuring upper limb–walker interaction forces. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 162, n. 2, p. 276-283, 2010. Elsevier B.V.

ABELLANAS, A.; FRIZERA, A.; CERES, R.; RAYA, R. Assessment of the laterality effects through forearm reaction forces in walker assisted gait. **Procedia Chemistry**, v. 1, n. 1, p. 1227-1230, 2009. Elsevier B.V.

ABRAMSON SB, ATTUR M, YAZICI Y: Prospects for disease modification in osteoarthritis. **Clinical Practice in Rheumatology**. v.2, n.1, p.304-312, 2006.

ABRAMSON, S. B.; ATTUR, M. Developments in the scientific understanding of osteoarthritis. **Arthritis research & therapy**, v. 11, n. 3, p. 227, 2009.

ALEXANDRE, S.; CORDEIRO, R. C.; RAMOS, L. R. Fatores associados à qualidade de vida em idosos com osteoartrite de joelho. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 15, n. 4, p. 326-332, 2008.

ALKJAER, T.; LARSEN, P. K.; PEDERSEN, G.; NIELSEN, L. H.; SIMONSEN, E. B. Biomechanical analysis of rollator walking. **Biomedical engineering online**, v. 5, n. 2, 2006.

ALTMAN, R.; ASCH, E.; BLOCH, D. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis: classification of osteoarthritis of the knee. **Arthritis & Rheumatism**, v. 29, n. 8, p. 1039-1049, 1986.

ALWAN, M; WASSON, G; SHETH, P; LEDOUX, A; HUANG, C. Passive derivation of basic walker-assisted gait characteristics from measured forces and moments. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 4, p. 2691-4, 2004.

ALWAN, MAJD; LEDOUX, A.; WASSON, GLENN; SHETH, PRADIP; HUANG, CUNJUN. Basic walker-assisted gait characteristics derived from forces and moments exerted on the walker ' s handles : Results on normal subjects. **Medical Engineering & Physics**, v. 29, p. 380-389, 2007.

ANDRIACCHI, T. P.; KOO, S.; SCANLAN, S. F. Gait mechanics influence healthy cartilage morphology and osteoarthritis of the knee. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 91, Supl. 1, p. 95-101, 2009.

ANDRIACCHI, T. P.; KOO, S.; SCANLAN, S. F. Gait mechanics influence healthy cartilage morphology and osteoarthritis of the knee. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 91 Suppl 1, p. 95-101, 2009.

ASTEPHEN WILSON, J L; DELUZIO, K J; DUNBAR, M J; CALDWELL, G E; HUBLEY-KOZEY, C L. The association between knee joint biomechanics and

neuromuscular control and moderate knee osteoarthritis radiographic and pain severity. **Osteoarthritis and cartilage**, v. 19, n. 2, p. 186-93, 2011.

ASTEPHEN WILSON, JANIE L. Challenges in dealing with walking speed in knee osteoarthritis gait analyses. **Clinical biomechanics**, v. 27, n. 3, p. 210-2, 2012. Elsevier Ltd.

ASTEPHEN, J L; DELUZIO, K J. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. **Clinical biomechanics**. v. 20, n. 2, p. 209-17, 2005.

ASTEPHEN, J. L.; DELUZIO, K. J.; CALDWELL, G. E.; DUNBAR, M. J.; HUBLEY-KOZEY, C. L. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 4, p. 868-76, 2008.

ASTEPHEN, JANIE L; DELUZIO, KEVIN J; CALDWELL, GRAHAM E; DUNBAR, MICHAEL J; HUBLEY-KOZEY, CHERYL L. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 4, p. 868-76, 2008.

BACHSCHMIDT, R. A; HARRIS, G. F.; SIMONEAU, G. G. Walker-assisted gait in rehabilitation: a study of biomechanics and instrumentation. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, v. 9, n. 1, p. 96-105, 2001.

BENEDETTI, M. G.; CATANI, F.; LEARDINI, A.; PIGNOTTI, E.; GIANNINI, S. Data management in gait analysis for clinical applications. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 3, p. 204-215, 1998.

BUCHMAN, A.; BOYLE, P.; LEURGANS, S. E.; BARNES, L. .; BENNET, D. A. Cognitive function is associated with the development of mobility impairments in community-dwelling elders. **The American journal of geriatric psychiatry**, v. 19, n. 6, p. 571-580, 2011.

CAMANHO, G. L.; IMAMURA, M.; ARENDT-NIELSEN, L. Gênese da dor na artrose. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 46, n. 1, p. 14-17, 2011.

CARVALHO J.A.M.; GARCIA R.A. O envelhecimento da população brasileira: um enfoque demográfico. **Cadernos de Saude Publica**. v.19, n.3, pp:725-33, 2003.

CENTER FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION (CDC); NATIONAL CENTER FOR HEALTH STATISTICS (NCHS). Rate of Total Knee Replacement for Persons Aged >65 Years, by Sex --- United States, 1979--2002. **MMWR**, v.54, n.179, 2005.

CERES, R; PONS, J.; CALDERÓN, L. et al. Andador activo para la rehabilitación y el mantenimiento de la movilidad natural. p.3-8, 2004.

CHAN, A. D. C.; GREEN, J. R. Smart Rollator Prototype. **IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications**. p.97-100, 2008.

CHUGO, D.; ASAWA, T.; KITAMURA, T.; TAKASE, K. A moving control of a robotic walker for standing, walking and seating assistance. **IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics**. p.692-697, 2008.

CHUGO, DAISUKE; KITAMURA, TAKUYA; TAKASE, KUNIKATSU. A rehabilitation walker with standing and walking assistance. **IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems**. p.260-265, 2008.

CHUGO, DAISUKE; MASTUOKA, W.; JIA, S.; TAKASE, KUNIKATSU; ASAMA, H. Rehabilitation walker with standing assistance. **IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics**, v. 19, n. 6, p. 132-137, 2007.

CHUGO, DAISUKE; MATSUOKA, W.; JIA, S.; TAKASE, KUNIKATSU. A robotic walker with standing assistance. **International Conference on Information and Automation**, p.452-457, 2008.

CIFUENTES, C.; BRAIDOT, A.; RODRIGUEZ, L.; FRISOLI, M.; SANTIAGO, A.; FRIZERA, A. Development of a wearable ZigBee sensor system for upper limb rehabilitation robotics. **4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)**, pp.1989-1994, 2012.

CIFUENTES, C.; BRAIDOT, A.; RODRIGUEZ, L.; FRISOLI, M.; SANTIAGO, A.; FRIZERA, A.; MORENO, J. Evaluation of IMU ZigBee Sensors for Upper Limb Rehabilitation. **Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation**, pp. 461-465, 2013.

CULLIFORD D.J.; MASKELL J.; BEARD D.J.; MURRAY D.W.; PRICE A.J.; ARDEN N.K. Temporal trends in hip and knee replacement in the United Kingdom: 1991 To 2006. **The Journal of Bone and Joint Surgery- British Volume**. v.92, n.02, pp:130–135, 2010.

DAVIS, R. B.; OUNPUU, S.; TYBURSKI, D.; GAGE, J. R. A gait analysis data collection and reduction technique. **Human Movement Science**, v.10, n. 3, p. 575–587, 1991.

DELUZIO, K J; ASTEPHEN, J L. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis: an application of principal component analysis. **Gait & posture**, v. 25, n. 1, p. 86-93, 2007.

DELUZIO, K.; WYSS, U.; ZEE, B. Principal component models of knee kinematics and kinetics: normal vs. pathological gait patterns. **Human Movement Science**, v. 16, n. 1, p. 201-217, 1997.

DRIBAN, J. B.; LO, G. H.; LEE, J. Y. et al. Quantitative bone marrow lesion size in osteoarthritic knees correlates with cartilage damage and predicts longitudinal cartilage loss. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 12, n. 1, p. 217-223, 2011.

DUBOWSKY, S.; GENOT, F.; GODDING, S.; KOZONO, H.; SKWERSKY, A. PAMM - a robotic aid to the elderly for mobility assistance and monitoring: a "helping-hand" for the elderly. **Proceedings 2000 ICRA. Millennium Conference. IEEE International Conference on Robotics and Automation.** p.570-576, 2000.

DUMOND H, PRESLE N, TERLAIN B. Evidence for a key role of leptin in osteoarthritis. **Arthritis & Rheumatism.** v.48, n.15, p.3118–3129, 2003.

ELIAS, A.; FRIZERA, A; BASTOS, T. F. Robotic walkers from a clinical point of view : feature-based classification and proposal of a model for rehabilitation programs. **XIV Reunión de Trabajo en Procesamiento de la Información y Control.** p.1-5, 2011.

ENGLUND, M. The role of biomechanics in the initiation and progression of OA of the knee. **Best Practice & Research In Clinical Rheumatology,** v. 24, n. 1, p. 39-46, 2010.

ESSER, P.; DAWES, H.; COLLETT, J.; FELTHAM, M. G.; HOWELLS, K. Assessment of spatio-temporal gait parameters using inertial measurement units in neurological populations. **Gait & posture,** v. 34, n. 4, p. 558-60, 2011.

FAVRE, J.; AISSAOUI, R.; JOLLES, B. M.; DE GUISE, J. A; AMINIAN, K. Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. **Journal of Biomechanics,** v. 42, n. 14, p. 2330-2335, 2009.

FERREIRA, O. G. L.; MACIEL, S. C.; COSTA, S. M. G.; SILVA, A. O.; MOREIRA, M. A. S. P. Active aging and its relationship to functional independence. **Texto & Contexto Enfermagem,** v. 21, n. 3, p. 513-518, 2012.

FOROUGH, N.; SMITH, R.; VANWANSEEELE, B. The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: a systematic review. **The Knee,** v. 16, n. 5, p. 303-9, 2009.

FREEMAN, M. A R.; PINSKEROVA, V. The movement of the normal tibio-femoral joint. **Journal of Biomechanics,** v. 38, n. 2, p. 197-208, 2005.

FRIZERA NETO, A. ; CERES, R. ; ROCON, E ; PONS, J. L.. Empowering and Assisting Natural Human Mobility: The Symbiosis Walker. **International Journal of Advanced Robotic Systems.** v. 8, p. 34-50, 2011.

FRIZERA, ANSELMO; CERES, R; PONS, J.; ABELLANAS, A.; RAYA, R. The smart walkers as geriatric assistive device. The symbiosis purpose. **Proceedings of the 6th International Conference of the International Society for Gerontechnology.** p.1-6, 2008.

FRIZERA-NETO, A.; GALLEG, J. A.; ROCON, E.; PONS, J. L.; CERES, RAMÓN. Extraction of user ' s navigation commands from upper body force interaction in walker assisted gait. **BioMedical Engineering Online,** v. 9, n. 37, p. 1-16, 2010.

GINANNESCHI, F.; FILIPPOU, G.; MILANI, P.; BIASSELLA, A.; ROSSI, A. Ulnar nerve compression neuropathy at Guyon's canal caused by crutch walking: case



report with ultrasonographic nerve imaging. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 90, n. 3, p. 522-4, 2009.

GOLDRING, M. B. Chondrogenesis, chondrocyte differentiation, and articular cartilage metabolism in health and osteoarthritis. **Therapeutic Advances in Musculoskeletal Disease**, v. 4, n. 4, p. 269-85, 2012.

GRAF, B. An Adaptive Guidance System for Robotic Walking Aids. **Journal of Computing and Information Technology**, v. 1, n. 1, p. 109-120, 2008.

GROSS, K. D. Device use: walking AIDS, braces, and orthoses for symptomatic knee osteoarthritis. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 26, n. 3, p. 479-502, 2010. Elsevier Ltd.

GUILAK, F. Biomechanical factors in osteoarthritis. **Best Practice & Research. Clinical Rheumatology**, v. 25, n. 6, p. 815-823, 2011.

HAUBERT, L. L.; GUTIERREZ, D. D.; NEWSAM, C. J. et al. A comparison of shoulder joint forces during ambulation with crutches versus a walker in persons with incomplete spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 1, p. 63-70, 2006.

HEIJINK, A.; GOMOLL, A. H.; MADRY, H. Biomechanical considerations in the pathogenesis of osteoarthritis of the knee. **Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy**. v. 20, n. 3, p. 423-35, 2012.

HENRY, J. S. Gait Monitoring for the Elderly Using a Robotic Walking Aid. **Expert Systems with Applications**. V1, n.2, p.392-394, 2010.

HIRATA, Y.; HARA, A.; KOSUGE, K. Passive-type intelligent walking support system "RT Walker." **IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)**, p.3871-3876, 2004.

HIRATA, Y.; MURAKI, A.; KOSUGE, K. Motion control of intelligent passive-type Walker for fall-prevention function based on estimation of user state. **Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 2006**, p.3498-3503, 2006.

HIRATA, YASUHIISA; MURAKI, ASAMI; KOSUGE, KAZUHIRO. Standing Up and Sitting Down Support Using Intelligent Walker Based on Estimation of User States. **International Conference on Mechatronics and Automation**. p.13-18, 2006.

HOF, A. L. Scaling gait data to body size. **Gait and Posture**, v. 5, n.1, p. 222–223, 1996.

HOLLMAN, J.; MCDADE, E.; PETERSEN, R. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. **Gait & posture**, v. 34, n. 1, p. 111-118, 2011.

HOLT, H. L.; KATZ, J. N.; REICHMANN, W. M. et al. Forecasting the burden of advanced knee osteoarthritis over a 10-year period in a cohort of 60-64 year-old adults. **Osteoarthritis & Cartilage**, v. 19, n. 1, p. 44-50, 2011.

INOUE, K.; PEDRAZZANI, E. S.; PAVARINI, S. C. I. Octogenários e cuidadores: perfil sócio-demográfico e correlação da variável qualidade de vida. **Texto contexto – Enfermagem**, v. 17, n. 2, p.15-21, 2008.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE. Dados sobre População do Brasil, PNAD (Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios), 2010.

ISSA, R.; GRIFFIN, T. Pathobiology of obesity and osteoarthritis: integrating biomechanics and inflammation. **Pathobiology of aging & age related diseases**, v. 1, n. 2, p. 1-7, 2012.

KATZ, M.; OKUMA, M. A. A.; SANTOS, A. L. G. et al. Epidemiologia das lesões traumáticas de alta energia em idosos. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 16, n. 5, p. 279-283, 2008.

KAUFMAN, K. R.; HUGHES, C.; MORREY, B. F.; MORREY, M.; AN, K. N. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. **Journal of Biomechanics**, v. 34, n. 7, p. 907-15, 2001.

KISS, R. M. Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 5, p. 695-703, 2011.

KLOOS, A. D.; KEGELMEYER, D. A; WHITE, S. E.; KOSTYK, S. K. The impact of different types of assistive devices on gait measures and safety in Huntington's disease. **PloS One**, v. 7, n. 2, p.309-313, 2012.

KO, S.; STENHOLM, S.; FERRUCCI, L. Characteristic gait patterns in older adults with obesity—Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 6, p. 1104-1110, 2010.

KO, S.-U.; SIMONSICK, E. M.; HUSSON, L. M.; FERRUCCI, LUIGI. Sex-specific gait patterns of older adults with knee osteoarthritis: results from the Baltimore longitudinal study of aging. **Current Gerontology and Geriatrics Research**, v. 1, n. 1-7, p. 1757-1763, 2011.

KO, S.-UK; LING, S. M.; SCHREIBER, C.; NESBITT, M.; FERRUCCI, LUIGI. Gait patterns during different walking conditions in older adults with and without knee osteoarthritis--results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **Gait & Posture**, v. 33, n. 2, p. 205-210, 2011.

KRAUSS, I.; LIST, R.; JANSSEN, P. et al. Comparison of distinctive gait variables using two different biomechanical models for knee joint kinematics in subjects with knee osteoarthritis and healthy controls. **Clinical Biomechanics**, v. 27, n. 3, p. 281-286, 2012.

KÜCHERMANN, B. A. Envelhecimento populacional, cuidado e cidadania: velhos dilemas e novos desafios. **Revista Sociedade e Estado**, v. 27, n. 1, p. 165-180, 2012.

KULYUKIN, V.; KUTIYANAWALA, A.; LOPRESTI, E.; MATTHEWS, J.; SIMPSON, R. iWalker: Toward a Rollator-Mounted Wayfinding System for the Elderly. **IEEE International Conference on RFID**, p. 303-311, 2008.

LACEY, G; NAMARA, S. M.; DAWSON-HOWE, K. Personal adaptive Mobility aid for the infirm and elderly blind. **Assistive Technology**. p.2-15, 1998.

LACEY, G; RODRIGUEZ-LOSADA, D. The evolution of guido. **IEEE Robotics & Automation Magazine**, v. 15, n. 4, p. 75-83, 2008.

LAM, R. Practice tips: choosing the correct walking aid for patients. **Canadian Family Physician**, v. 53, n. 12, p. 2115-6, 2007.

LEBRÃO, M.; LAURENTI, R. Saúde, bem-estar e envelhecimento: o estudo SABE no município de São Paulo. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v. 8, n. 2, p. 127-141, 2005.

LEWEK, M.; SCHOLZ, J.; RUDOLPH, K.; SNYDER-MACKLER, L. Stride-to-stride variability of knee motion in patients with knee osteoarthritis. **Gait & posture**, v. 23, n. 4, p. 505-511, 2006.

LIKAVAINIO, T.; BRAGGE, T.; HAKKARAINEN, M.; KARJALAINEN, P. A; AROKOSKI, J. P. Gait and muscle activation changes in men with knee osteoarthritis. **The Knee**, v. 17, n. 1, p. 69-76, 2010. Elsevier B.V.

LOESER, R. Age-related changes in the musculoskeletal system and the development of osteoarthritis. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 26, n. 3, p. 371-386, 2010.

LOESER, R. Aging and osteoarthritis. **Current Opinion in Rheumatology**, v. 23, n. 5, p. 492-496, 2011.

MACNAMARA, S.; LACEY, G. A smart walker for the frail visually impaired. Proceedings 2000 ICRA. Millennium Conference. **IEEE International Conference on Robotics and Automation. Symposia Proceedings**. p.1354-1359, 2000.

MCFALL, B.; ARYA, N.; SOONG, C.; LEE, B.; HANNON, R. Crutch induced axillary artery injury. **The Ulster Medical Journal**, v. 73, n. 1, p. 50-2, 2004.

MÉDÉRIC, P.; PASQUI, V.; PLUMET, F.; BIDAUD, P. Design of a walking-aid and sit to stand transfer assisting device for elderly people 2 Disturbances induced by some particular. **Proceedings of ROMAN 2004 -15th CISM-IFTOMM Symposium on Robot Design, Dynamics and Control**, p.5-12, 2004.

METSAVAHT, L. Qual o melhor questionário para avaliar os aspectos físicos de pacientes com osteoartrite no joelho na população brasileira? **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 46, n. 3, p. 256-261, 2011.

NAGANO, Y.; NAITO, K.; SAHO, Y. et al. Association between in vivo knee kinematics during gait and the severity of knee osteoarthritis. **The Knee**, v. 19, n. 5, p. 628-32, 2012. Elsevier B.V.

NGUYEN, U.-S. D. T.; ZHANG, Y.; ZHU, Y. et al. Increasing Prevalence of Knee Pain and Symptomatic Knee Osteoarthritis. **Annals of Internal Medicine**, v. 155, n. 11, p. 725-732, 2011.

ORNETTI, P.; MAILLEFERT, J.-F.; LAROCHE, D. et al. Gait analysis as a quantifiable outcome measure in hip or knee osteoarthritis: a systematic review. **Joint Bone Spine**, v. 77, n. 5, p. 421-5, 2010.

PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. 1992.

PILGER, C.; MENON, M. H.; MATHIAS, T. A. F. Características sociodemográficas e de saúde de idosos : contribuições. **Revista Latino-americana de Enfermagem**, v. 19, n. 5, p. 2-9, 2011.

PONS, J. **Wearable robots: biomechatronic exoskeletons**. ,2008.

POTTER, B. E.; WALLACE, W. A. Everyday Aids and Appliances. **British Medical Journal**, v. 301, n. 5, p. 1037-1039, 1990.

PRIEBE, J. R.; KRAM, R. Why is walker-assisted gait metabolically expensive? **Gait & Posture**, v. 34, n. 2, p. 265-9, 2011. Elsevier B.V.

RENTSCHLER, A. J.; COOPER, R. A; BLASCH, B.; BONINGER, M. L. Intelligent walkers for the elderly: performance and safety testing of VA-PAMAID robotic walker. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 40, n. 5, p. 423-31, 2003.

ROBBINS, S. M.; ASTEPHEN WILSON, JANIE L; RUTHERFORD, D. J.; HUBLEY-KOZEY, CHERYL L. Reliability of principal components and discrete parameters of knee angle and moment gait waveforms in individuals with moderate knee osteoarthritis. **Gait & Posture**, p. 2-7, 2013.

RODRIGUES, R. A. P.; SCUDELLER, P. G.; PEDRAZZI, E. C.; SCHIAVETTO, F. V.; LANGE, C. Morbidade e sua interferência na capacidade funcional de idosos. **Acta Paulista de Enfermagem**, v. 21, n. 4, p. 643-648, 2008.

RODRIGUEZ-LOSADA, D.; MATIA, F.; JIMENEZ, A.; GALAN, R.; LACEY, G. Implementing Map Based Navigation in Guido, the Robotic SmartWalker. **Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation**, p. 3390-3395, 2004.

RODRIGUEZ-LOSADA, DIEGO; MATIA, FERNANDO; JIMENEZ, A.; LACEY, GERARD. Guido, the Robotic SmartWalker for the frail visually impaired. **First International Conference on Domotics, Robotics and Remote Assistance for All - DRT4all**, p.1-14, 2005.

ROGERS, M. W.; WILDER, F. V. The association of BMI and knee pain among persons with radiographic knee osteoarthritis: a cross-sectional study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 9, n. 1, p. 163, 2008.

SCHNEIDER JUNIOR, V. A.; FRIZERA NETO, A.; VALADÃO, C. T. ELIAS, A.; BASTOS FILHO, T.F.; BENTO FILHO, A. Detecção de pernas utilizando um sensor de varredura laser aplicado a um andador robótico. **XII Congresso Brasileiro de Automática**, p.1364-1370, 2012.

SHIM, H.-MIN; LEE, E.-HYUK; SHIM, J.-HONG; LEE, S.-MOO. Implementation of an Intelligent Walking Assistant Robot for the Elderly in Outdoor Environment. **9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005**. p.452-455, 2005.

SIMS, E.; CARLAND, J.; KEEFE, F. Sex differences in biomechanics associated with knee osteoarthritis. **Journal of Women Aging**, v. 21, n. 3, p. 159-170, 2009.

SOWERS, M. F.; KARVONEN-GUTIERREZ, C. A. The evolving role of obesity in knee osteoarthritis. **Current Opinion in Rheumatology**. v. 22, n. 5, p. 533-537, 2010.

SPENKO, M.; YU, H.; DUBOWSKY, STEVEN. Robotic personal aids for mobility and monitoring for the elderly. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, v. 14, n. 3, p. 344-51, 2006.

STOWE, S.; HOPES, J.; MULLEY, G. Gerotechnology series: 2. Walking aids. **European Geriatric Medicine**, v. 1, n. 2, p. 122-127, 2010.

TAO, W.; LIU, T.; ZHENG, R.; FENG, H. Gait analysis using wearable sensors. **Sensors**, v. 12, n. 2, p. 2255-2283, 2012.

TAVARES, D. M. S.; DIAS, F. A. Capacidade funcional, morbidades e qualidade de vida de idosos. **Texto & Contexto Enfermagem**, v. 21, n. 1, p. 112-120, 2012.

TOUSSIROT E, STREIT G, WENDLING D. The contribution of adipose tissue and adipokines to inflammation in joint diseases. **Current Medical Chemistry**. v.14, n.10, p.1095–1100, 2007.

VAN HOOK, F. W.; DEMONBREUN, D.; WEISS, B. D. Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly. **American Family Physician**, v. 67, n. 8, p. 1717-1724, 2003.

VENKATANARASIMHA, N.; KAMATH, S.; KAMBOUROGLOU, G.; OSTLERE, S. J. Proximal ulna stress fracture and stress reaction of the proximal radius associated

with the use of crutches: a case report and literature review. **Journal of Orthopaedics and Traumatology**, v. 10, n. 3, p. 155-7, 2009.

VERAS, R. Envelhecimento populacional contemporâneo : demandas , desafios e inovações. **Revista de Saúde Pública**, v. 43, n. 3, p. 548-554, 2009.

WESTERHOF, P.; GRAICHEN, F.; BENDER, A; et al. In vivo measurement of shoulder joint loads during walking with crutches. **Clinical Biomechanics**, v. 27, n. 7, p. 711-8, 2012. Elsevier Ltd.

WHITTLE, M. Clinical gait analysis: A review. **Human Movement Science**, v. 15, n. 3, p. 369-387, 1996.

WHITTLE, MW. **Gait analysis: an introduction**. 2007.

WINTER, D. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2009.

WRIGTH, D.L.; KEMP, T.L. The dual-task methodology and assessing the attentional demands of ambulation with walking devices. **Physical Therapy**. V. 72, n.4, p.306-312, 1992.

YODAS, J. W.; KOTAJARVI, B. J.; PADGETT, D. J.; KAUFMAN, K. R. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 86, n. 3, p. 394-8, 2005.

YODAS, J. W.; KOTAJARVI, B. J.; PADGETT, D. J.; KAUFMAN, K. R. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 86, n. 3, p. 394-8, 2005.

YU, K.-T.; LAM, C.-P.; CHANG, M.-F. et al. An Interactive Robotic Walker for Assisting Elderly Mobility in Senior Care Unit. **Rehabilitation**, v.1, n.1, p.1-5, 2010.

ZENI, J. A.; HIGGINSON, J. Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 4, p. 366-371, 2009.

ZENI, J. A.; HIGGINSON, J. S. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? **Clinical biomechanics**, v. 24, n. 4, p. 372-378, 2009.

ZIJLSTRA, W.; HOF, A. L. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. **Gait & posture**, v. 18, n. 2, p. 1-10, 2003.

ZONG, C.; CHETOUANI, M.; TAPUS, A. Automatic gait characterization for a mobility assistance system. **11th International Conference in Control, Automation, Robotics and Vision**, p.473-478, 2010.

## APÊNDICES

## APÊNDICE A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

### CONSENTIMENTO FORMAL DE PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO INTITULADO:

#### AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS CINEMÁTICOS E ESPAÇO-TEMPORAIS DA MARCHA LIVRE E ASSISTIDA DE IDOSOS COM OSTEOARTROSE

Pesquisadores: Arlindo Elias Neto (Mestrando); Maria Martins (Doutoranda); Valmir Schneider (Mestrando); Carlos Cifuentes Garcia (Doutorando); Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto; Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho.

Eu \_\_\_\_\_, portador do R.G. nº: \_\_\_\_\_, residente a \_\_\_\_\_, voluntariamente concordo em participar do estudo científico proposto pelos pesquisadores citados, declarando estar ciente das condições sob as quais me submeterei no experimento acima citado, bem como ter sido informado detalhadamente pelo pesquisador responsável e que posso retirar meu consentimento a qualquer momento sem gerar prejuízo algum a minha pessoa.

Os participantes idosos serão recrutados de forma aleatória no Hospital Santa Casa de Misericórdia de Vitória (HSCMV) e no Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo (CREFES) e classificados por um ortopedista assistente de acordo com a escala de Kellgren-Lawrence com base em um exame radiológico (raio-X) recente. O protocolo experimental será detalhadamente esclarecido ao participante, que, optando pela participação, deverá concordar e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). O processo de coleta de dados envolve a colocação de sensores inerciais tri-dimensionais na região da tíbia proximal e da coxa distal. Após o procedimento de calibragem dos sensores, os pacientes irão realizar uma caminhada através do corredor, de forma natural, mantendo uma velocidade confortável. Os sensores deverão ser calibrados antes de cada teste, sendo que para isso, o paciente permaneça sentado, com o membro inferior a ser investigado em extensão máxima. Os participantes serão instruídos a realizarem cinco testes de marcha livre e mais cinco testes com o andador robótico. O protocolo termina ao fim do quinto teste com o andador. Durante a realização das avaliações haverá sempre uma pessoa próxima para os devidos esclarecimentos, acompanhando toda a pesquisa.

---

Assinatura e RG do Voluntário

---

Pesquisador: Arlindo Elias Neto  
Contato: (27) 8116-1688  
e-mail: arlindofisio@yahoo.com.br



Ao participar deste estudo, o Sr. (a) autoriza a utilização dos resultados obtidos durante a pesquisa em forma de gráficos e imagens. As imagens serão divulgadas para fins acadêmicos e meios científicos e para isso será colocada uma tarja no rosto para garantir o sigilo.

As informações obtidas serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem minha prévia autorização por escrito. As informações, assim obtidas poderão ser usadas somente para fins estatísticos ou científicos, sempre resguardando minha privacidade.

Acredito ter sido suficientemente esclarecido a respeito das informações que li ou foram lidas para mim. Discuti com os pesquisadores sobre a minha decisão de participar neste estudo, e ficaram claros quais os propósitos do mesmo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que não haverá despesas ou compensações financeiras advindas da minha participação neste estudo.

Concordo voluntariamente em participar deste experimento científico e poderei retirar meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidade ou prejuízo.

Declaro que obtive as informações de forma apropriada e, assino livre e voluntariamente o presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para a participação do estudo.

Vitória, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

---

Assinatura e RG do Voluntário

---

Pesquisador: Arlindo Elias Neto  
Contato: (27) 8116-1688  
e-mail: arlindofisio@yahoo.com.br

## APENDICE B - IDENTIFICAÇÃO DO PACIENTE

Nome: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ anos

Sexo ( ) M ( ) F

Peso: \_\_\_\_\_ Kg

Altura: \_\_\_\_\_ m

IMC: \_\_\_\_\_

### **Crítérios de Exclusão (verificar a presença das comorbidades abaixo):**

- ☐ Traumas
- ☐ Cirurgias MMII
- ☐ Desordens Neuromusculares
- ☐ Incapacidade de caminhar sem assistência
- ☐ Doenças cardiovasculares severas
- ☐ Outros tipos de artrite ou afecções reumatológicas

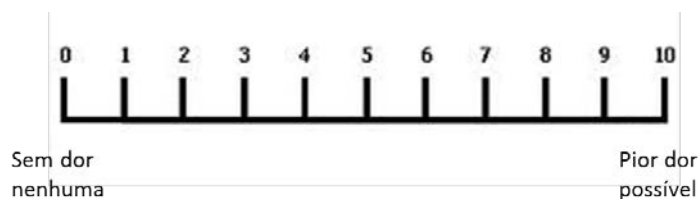
**Escala Kellgren-Lawrence:** \_\_\_\_\_

### **Escore WOMAC:**

- Dor: \_\_\_\_\_
- Rigidez: \_\_\_\_\_
- Incapacidade: \_\_\_\_\_

### **EVA (Dor no joelho acometido):**

\*Caso a Osteoartrose seja bilateral, marcar os escores de ambos os joelhos e identificar na figura abaixo



ANEXOS

## ANEXO A – APROVAÇÃO DO PROJETO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Vitória-ES, 09 de dezembro de 2010.

Da: Profa. Dr<sup>a</sup>. Ethel Leonor Noia Maciel  
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde

Para: Prof. (a) Teodiano Freire Bastos Filho  
Pesquisador (a) Responsável pelo Projeto de Pesquisa intitulado: **"Sistema de avaliação motora baseado em sensores inerciais e bioelétricos"**.

Senhor (a) Pesquisador (a),

Informamos a Vossa Senhoria, que o Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, após analisar o Projeto de Pesquisa nº. 214/10 intitulado: **"Sistema de avaliação motora baseado em sensores inerciais e bioelétricos"** e o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, cumprindo os procedimentos internos desta Instituição, bem como as exigências das Resoluções 196 de 10.10.96, 251 de 07.08.97 e 292 de 08.07.99, **APROVOU** o referido projeto, em Reunião Ordinária realizada em 27 de outubro de 2010.

Gostaríamos de lembrar que cabe ao pesquisador responsável elaborar e apresentar os relatórios parciais e finais de acordo com a resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196 de 10/10/96, inciso IX.2. letra "c".

Atenciosamente,

  
Prof.ª Dr.ª Ethel Leonor Noia Maciel  
COORDENADORA  
Comitê de Ética em Pesquisa  
Centro de Ciências da Saúde/UFES

Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde  
Av. Marechal Campos, 1468 – Maruípe – Vitória – ES – CEP 29.040-091.  
Telefax: (27) 3335 7504

## ANEXO B - ÍNDICE WOMAC PARA OSTEOARTRITE

### ANONIMATO E CONFIDENCIALIDADE

Toda informação que você fornecer será considerada estritamente confidencial e será apresentada apenas como estatística do grupo de indivíduos. Nenhum dado que identifique um indivíduo com uma resposta específica ou genérica será apresentado.

Se você tem alguma pergunta ou comentários sobre esta pesquisa, por favor, sinta-se a vontade para escrever ou telefonar : (027) 8116-1688

### INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

Nas seções A, B e C as perguntas serão feitas da seguinte forma e você deverá respondê-las colocando um "X" em um dos círculos.

**Por favor, observe:**

- Que quanto mais à direita você colocar o "X", maior a dor que você está sentindo.
- Que quanto mais à esquerda você colocar o "X", menor a dor que você está sentindo.
- Favor não coloque o "X" fora dos quadrados.

Você será solicitado a indicar neste tipo de escala a intensidade de dor, rigidez ou incapacidade que você está sentindo. Por favor, lembre que quanto mais à direita você colocar o "X", você está indicando que está sentindo maior dor, rigidez ou incapacidade.

### SEÇÃO A

#### INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

As perguntas a seguir se referem a intensidade da dor que você está atualmente sentindo devido a artrite de seu joelho. Para cada situação, por favor, coloque a intensidade da dor que sentiu nas últimas 72 horas (Por favor, marque suas respostas com um "X").

**Pergunta: Qual a intensidade da sua dor?**

**1 Caminhando em um lugar plano.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

**2 Subindo ou descendo escadas.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

**3 A noite deitado na cama.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

**4 Sentando-se ou deitando-se.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

**5 Ficando em pé.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

## SEÇÃO B

### INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

As perguntas a seguir se referem a intensidade de rigidez nas juntas (não dor), que você está atualmente sentindo devido a artrite em seu joelho nas últimas 72 horas. Rigidez é uma sensação de restrição ou dificuldade para movimentar suas juntas (Por favor, marque suas respostas com um "X").

**Qual é a intensidade de sua rigidez logo após acordar de manhã?**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

**Qual é a intensidade de sua rigidez após se sentar, se deitar ou repousar no decorrer do dia?**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

## SEÇÃO C

### INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

As perguntas a seguir se referem a sua atividade física. Nós chamamos atividade física, sua capacidade de se movimentar e cuidar de você mesmo (a). Para cada uma das atividades a seguir, por favor, indique o grau de dificuldade que você está tendo devido à artrite em seu joelho durante as últimas 72 horas (Por favor, marque suas respostas com um "X").

**Pergunta: Qual o grau de dificuldade que você tem ao:**

**1 Descer escadas.**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

**2 Subir escadas.**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

**3 Levantar-se estando sentada.**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

**4 Ficar em pé.**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

**5 Abaixar-se para pegar algo.**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

**6 Andar no plano.**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

**7 Entrar e sair do carro.**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

**8 Ir fazer compras.**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

**9 Colocar meias.**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

**10 Levantar-se da cama.**

☐ Nenhum    ☐ Pouca    ☐ Moderada    ☐ Intensa    ☐ Muito intensa

**11 Tirar as meias.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

**12 Ficar deitado na cama.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

**13 Entrar e sair do banho.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

**14 Se sentar.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

**15 Sentar e levantar do vaso sanitário.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

**16 Fazer tarefas domésticas pesadas.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

**17 Fazer tarefas domésticas leves.**

☐ Nenhum      ☐ Pouca      ☐ Moderada      ☐ Intensa      ☐ Muito intensa

**OBRIGADO POR COMPLETAR ESTE QUESTIONÁRIO**